

**UNIVERZITA KARLOVA**

Fakulta tělesné výchovy a sportu



**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

**Speciální posilovací cvičení pro běžce na lyžích klasickou technikou**

Special strength's exercises for cross country skiers by classic technique

Vedoucí práce:

PaedDr. Tomáš Gnad

Zpracovala:

Martina Chrástková

Konzultant:

Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Praha, duben 2009

## **Abstrakt:**

- Název:** Speciální posilovací cvičení pro běžce na lyžích pro klasickou techniku
- Cíl práce:** Srovnat koordinaci vybraných svalů dolní končetiny při běhu na lyžích klasickou technikou a při posilovacích a napodobivých cvičeních.
- Metoda:** Srovnávací analýza elektromyografických záznamů svalové aktivity.
- Výsledky:** Byly zjištěny podobnosti i odlišnosti v timingu zapojení sledovaných svalů dolní končetiny při běhu na lyžích klasickou technikou a při posilovacích cvičeních.
- Klíčová slova:** běh na lyžích, kineziologie, povrchová elektromyografie, speciální posilování

## **Abstract:**

**Title:** Special strength's exercises for cross country skiers by classic technique.

**Purposes:** To compare coordination of chosen muscles on leg during cross country skiing classical technique and during strength's and imitation exercises.

**Methods:** Surface electromyography.

**Results:** As the research shows, there is a similar and difference in muscle timing of chosen muscles on leg during the cross-country skiing classical technique and during special strength's and imitation exercises.

**Key words:** Cross country skiing, kinesiology, surface electromyography, special strength's exercises

Touto cestou bych ráda poděkovala všem, kteří mi v průběhu tvorby práce byli nápomocni, zvláště pánům PaedDr. Tomáši Gnadovi a Doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc. za odborné vedení, poskytnutí potřebných podkladů a cenných rad pro zpracování práce. Dále mé poděkování patří panu Karlu Zelenkovi za vývoj a realizaci unikátního elektromyografického zařízení pro terénní výzkum a též Doc. PaedDr. Vladimíru Süssovi Ph.D. a doktorandce Mgr. Radce Bačákové za aktivní spoluúčast při EMG měření.

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně a uvedla všechny literární prameny v práci použité.

V Praze dne 1. 9. 2009

Podpis diplomanta

Handwritten signature of Martina Chrástková in black ink on a light blue rectangular background.



Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovateli, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

## OBSAH

<b>1. Úvod.....</b>	<b>8</b>
<b>2. Přehled literatury .....</b>	<b>10</b>
<b>3. Cíle a přesné určení řešené otázky.....</b>	<b>11</b>
3.1. Úkoly práce .....	11
<b>4. Hypotézy práce .....</b>	<b>11</b>
<b>5. Teoretická východiska .....</b>	<b>11</b>
5.1 Obdobné studie.....	11
5.2 Lokomoce při sportu .....	13
5.3 Běh na lyžích .....	14
5.3.1 Historie .....	14
5.3.2 Pohybová charakteristika .....	17
5.3.3 Technika běhu na lyžích klasickou technikou.....	17
5.3.4 Biomechanika běhu na lyžích klasickou technikou .....	21
5.4 Síla.....	23
5.4.1 Posilování .....	27
5.4.2 Speciální síla .....	30
5.5 Chůze.....	34
5.6 Běh .....	35
5.7 Imitace .....	36
5.7.1 Lyžařská chůze .....	36
5.7.2 Lyžařské skoky.....	37
5.7.3 Napodobivá cvičení (NPC) .....	37
5.8 Cyklistika .....	37
5.9 Dolní končetina .....	39
5.10 Svalové souhry v reflexní lokomoci.....	41
5.10.1 Funkce synergistů a držení těla .....	42
5.11 Svalové smyčky a řetězce.....	42
5.11.1 Centrace kloubů.....	44
5.12 Řízení motoriky .....	44
5.13 Postura a atituda .....	45
5.14 Stabilita.....	47
5.15 Elektromyografie.....	52

5.15.1	Faktory mající vliv na pEMG signál .....	54
5.15.2	Zpracování záznamu pEMG.....	55
<b>6.</b>	<b>Metodika výzkumu.....</b>	<b>56</b>
6.1	Obecná charakteristika výzkumu .....	56
6.2	Metodologická poznámka .....	56
6.3	Charakteristika sledovaného probanda.....	57
6.4	Charakteristika místa provedení výzkumu .....	57
6.5	Charakteristika použitých metod.....	58
6.5.1	Popis techniky měření .....	62
6.5.2	Lokalizace elektrod .....	63
6.6	Korelace a regrese .....	64
6.6.1	Test nezávislosti nominálních znaků.....	64
6.6.2	Pořadový koeficient nezávislosti.....	64
6.6.3	Pearsonův korelační koeficient .....	65
6.7	Způsob vyhodnocení a interpretace dat.....	66
<b>7.</b>	<b>Výsledky práce.....</b>	<b>67</b>
7.1	Intraindividuální porovnání EMG záznamu.....	67
7.2	Velikost plochy pod EMG křivkou .....	72
7.3	Pořadí lokálních maxim EMG křivky .....	73
7.4	Korelační matice EMG křivek .....	74
<b>8.</b>	<b>Diskuze .....</b>	<b>82</b>
8.1	Intraindividuální porovnání EMG záznamu.....	82
8.2	Velikost plochy pod EMG křivkou .....	87
8.3	Korelační matice EMG křivek .....	88
<b>9.</b>	<b>Závěr.....</b>	<b>91</b>
<b>10.</b>	<b>Přílohy .....</b>	<b>94</b>
<b>11.</b>	<b>Použitá literatura a potřebné bibliografické citace.....</b>	<b>98</b>
11.1	Knihy .....	98
11.2	Časopisy .....	100
11.3	Internetové zdroje.....	102

## 1. ÚVOD

Závodní lyžařská disciplína běh na lyžích je součástí severského (klasického) lyžování (běh na lyžích, severská kombinace, skok na lyžích) ale také dalších disciplín – biatlon, lyžařský orientační běh. Nezávodní forma běhu na lyžích je využívána pro pohybovou rekreaci a lyžařskou turistiku.

Tato sportovní disciplína se vyznačuje cyklickými pohyby a vytrvalostním charakterem s vysokým výdejem energie. Zajištění pohybu vyžaduje sílu horních i dolních končetin a celého trupu, rychlost a nervosvalovou koordinaci. Při pohybu je zatěžován a rozvíjen kardiovaskulární a respirační systém. Anaerobní kapacita a antropometrické předpoklady jsou pro výkon rozhodující vlastnosti organismu závodníka, dále také technická a taktická vyspělost a psychická odolnost. Z okolních faktorů je to především gravitace, odpor sněhu a vzduchu.

Běh na lyžích je jednou z nejdynamičtěji se vyvíjející sportovní disciplínou vůbec. Díky technickému a technologickému vývoji, který stále pokračuje, došlo ke zvýšení průměrné rychlosti z 3,8 m/s v roce 1935 na dnešních 7 m/s. Rychlost pohybu se tak za posledních 80 let zvýšila o 50%, zatímco např. v plavání na 1500 m o 40%, v rychlobruslení o 20% a v běhu na 10 000 m jen o 12% (Bolek, Ilavský, Soumar, 2008).

Klouzavý pohyb na lyžích na sněhu je používán více než 4000let, a proto jej řadíme mezi nejstarší pohybové aktivity člověka. Především ve skandinávských zemích, ale i jinde ve světě byl využíván jako běžný dopravní prostředek při lovu, ve vojenství, v dopravě a obchodu. Podle Gnada a Psotové (Gnad, Psotová, 2005) se postupně stal i oblíbeným prostředkem pro zábavu a sportovní vyžití. Relativně jednoduchý cyklický pohyb na lyžích do činnosti zapojuje svalové partie horních a dolních končetin i trupu. Nedochází tak k nadměrnému přetížení, namožení a tím ani k trvalému poškození pohybového aparátu. Z fyziologického hlediska jsou nároky kladeny především na kardiovaskulární a respirační systém.

Jak píše Ilavský, běh na lyžích nyní neznamena jen závodní projev pro maximální výkon na velkých soutěžích, ale především je nutno počítat s jeho využitím pro turistické účely širokou populací. „*Po zvládnutí základních lyžařských dovedností přináší více než jakýkoliv druh sportu prožitky z přírody a radosti z pohybu v zasněžené krajině.*“

Aerobní pohybová aktivita má také svůj nezastupitelný význam při kompenzaci současného moderního způsobu života. Běh na lyžích působí preventivně při onemocnění kardiovaskulárního systému (Ilavský, 2005).

Běh na lyžích byl vždy zařazován mezi vytrvalostní sporty cyklického charakteru, ale v posledních letech je v přípravě lyžaře běžce kladen stále větší důraz na silovou složku tréninku. Proto jej nyní definujeme jako sport silově – vytrvalostní.

Přístupů k rozvoji silové složky lyžařů běžců se nabízí nepřeberné množství, a proto by tato analýza měla být pomůckou trenérům, kteří chtějí do tréninku běhu na lyžích zařadit co nejpodobnější silová cvičení.

Pro výzkum se nabízí využití zobrazovací metody povrchové elektromyografie, díky níž můžeme vytvořit rámcovou mapu koordinace vybraných svalů z oblasti trupu, pánve a dolní končetiny v průběhu jednoho lyžařského kroku a následně během jednoho pohybového cyklu vybraných posilovacích cvičení. Jednotlivé výsledky budou mezi sebou porovnány. Výzkum bude proveden v reálných podmínkách, což je umožněno mobilním EMG přístrojem vyvinutým na FTVS UK. Sledování polohy probanda v konkrétní fázi pohybového cyklu a současné analyzování EMG aktivity zvolených svalů je umožněno současným synchronním videozáznamem. EMG záznam by měl ukázat, kdy dochází k zapojení a kdy naopak k relaxaci jednotlivých svalů.

V práci je porovnávána aktivita vybraných svalů z oblasti trupu, pánve a dolní končetiny při klasické technice běhu na lyžích a při speciálních posilovacích cvičeních.

## **2. PŘEHLED LITERATURY**

Základním východiskem této práce budou poznatky Véleho (Véle, 2006). Dále využiji poznatků Vojty a Peterse (Vojta, Peters, 1995) nebo Jandy či Kračmara (Janda, 1996, Kračmar, 2007). Pro anatomickou problematiku mi budou nápomocny publikace Čiháka (Čihák, 2001) nebo Drugy s Grimem (Druga, Grim, 2001).

Základní poznatky o elektromyografii jsem získala od Kellera (Keller, 1998), dále od Novotného (Novotný, 2007) a De Lucy (De Luca, 1993). Metodická komise SLČR přeložila laboratorní EMG studii odpichu soupaž při jízdě na kolečkových lyžích, provedenou ve Švédsku (Metodická komise SLČR, 2006).

Východiskem pro charakteristiku běhu na lyžích a jeho problematiku mi bude Ilavský, Suk (Ilavský, Suk, 2005), dále Gnad s Psotovou (Gnad, Psotová, 2005) či Soumar, Bolek (Soumar, Bolek, 2001).

Problematikou sportovního tréninku obecně se zabývá Dovalil (Dovalil, 2005). Tréninkem lyžařů běžců se dlouhodobě zabývá Ilavský, který také překládá materiály poskytované zahraničními realizačními týmy (Norové, Švédové, Američané, Němci).

Při procházení internetových databází jsem svůj zájem zaměřila na články a odkazy související se zkoumaným tématem. Jedná se tady jak o databáze s medicínským zaměřením, tak i specializované na sportovní problematiku, především na běh na lyžích. Také budu využívat internetových stránek elitních lyžařských běžeckých týmů (Norové, Švédové, Američané, Němci).

Při tvorbě diplomové práce by mi měly pomoci i jiné diplomové práce, které byly zpracovány na podobné téma (Tlašková, 2008, Sedlická, 2007).

### **3. CÍLE A PŘESNÉ URČENÍ ŘEŠENÉ OTÁZKY**

Cílem této práce je na základě povrchové elektromyografické analýzy zmapovat zatížení svalů dolní končetiny v průběhu jednoho lyžařského pohybového cyklu při běhu na lyžích klasickou technikou a předem zvolených posilovacích cviků. Dle porovnání výsledků, doporučit nejvhodnější speciální posilovací cvičení pro běžce na lyžích

#### **3.1. Úkoly práce**

1. shromáždit teoretické podklady pro rozbor klasické techniky běhu na lyžích
2. vybrat svaly, které se na lokomoci podílejí nejvýrazněji a které jsou přístupné povrchové elektromyografii
3. zvolit speciální posilovací cviky pro klasickou techniku běhu na lyžích
4. pomocí povrchové EMG sledovat aktivitu vybraných svalů při klasické technice běhu na lyžích a posléze při jednotlivých vybraných posilovacích cvicích při fázi jednoho pohybového cyklu
5. vyhodnotit záznamy povrchové EMG, kineziologicky charakterizovat svalovou koordinaci během jednoho pohybového cyklu při běhu na lyžích klasickou technikou a při jednom pohybovém cyklu vybraných posilovacích cviků
6. kineziologické charakteristiky porovnat a vybrat nejvhodnější posilovací cviky pro klasickou techniku běhu na lyžích

### **4. HYPOTÉZY PRÁCE**

Intraindividuální komparativní analýza kineziologického obsahu pohybu jednotlivých cvičení není experimentální prací, tudíž nevyžaduje stanovení hypotézy. Má za úkol pouze stanovit míru příbuznosti mezi napodobivými a posilovacími aktivitami a cílovým pohybem, během na lyžích klasickou technikou.

### **5. TEORETICKÁ VÝCHODISKA**

#### **5.1 Obdobné studie**

Metodická komise SLČR přeložila studii biomechanické analýzy odpichu soupaž nejlepších běžců na lyžích, která byla provedena švédsko – rakouským týmem vědců.

Biomechanická analýza odpichu soupaž při závodní rychlosti měla osvětlit zapojování svalů horních a dolních končetin při tomto způsobu běhu na lyžích. Studie byla provedena na jedenácti nejlepších klasických lyžařích, kteří provedli odpich soupaž na kolečkových lyžích na běhátku v laboratoři o sklonu 1° při rychlosti 85% jejich maxima. Kinematická analýza zapojení svalstva horních, dolních končetin a trupu při OS byla provedena elektromyografickou metodou (EMG). Dále byly snímány tlakové síly chodidel na podložku a měřeny vzájemné polohy jednotlivých segmentů těla (loket, kyčel, koleno a kotník) v pohybovém cyklu.

Komise došla k závěru, že odpich soupaž je pohybem komplexním, jehož se účastní svalové partie horní i spodní části těla (Metodická komise SLČR, 2006).

Tlašková (Tlašková, 2008) porovnávala zapojení svalů v oblasti pletence ramenního při Nordic Walking a při volné bipedální chůzi. Pro analyzování pohybu využila metody povrchové elektromyografie se synchronizovaným videozáznamem.

Pro studii byl zvolen mírný svah s rovným travnatým povrchem. Probandi byli vybráni z řad závodníků v běhu na lyžích a učitelů lyžování.

Při řešení byla nalezena společná aktivace dlouhých hlav svalů paže *m. triceps brachii*, *m. biceps brachii* a *m. latissimus dorsi* při NW, naopak při volné bipedální chůzi ke společné aktivaci nedošlo. Sledované svaly se aktivovaly ve fázickém posunu. Studie také potvrdila obecně rozšířený názor, že svaly pletence ramenního se při chůzi s holemi zapojují do pohybu více.

Tlašková též zjistila, že při chůzi s holemi musí horní končetiny pracovat v uzavřeném kinematickém řetězci stejně, jako u fylogeneticky nižších stádií lokomoce. Tato podobnost byla nalezena „ve společném zapojení „lokomočních“ pažních svalů ve smyslu kokontrakce a synchronizace jejich aktivity s hlavním svalem pro lokomoci prostřednictvím pletence ramenního – *m. latissimus dorsi*.“ (Tlašková, 2008)

Koordinální mapy (kineziologický obsah) běhu na lyžích bruslením a běhu na kolečkových lyžích volnou technikou zkoumal Kračmar ve spolupráci se Suchým, Vystrčilovou, Psotovou a Gnadem (Kračmar, Suchý, Vystrčilová, Psotová, Gnad). Autoři předpokládali podobnou organizaci pohybu při sportovní lokomoci jako u chůze. Tudíž sledovali koordinaci pohybu vybraných klíčových svalových partií při jízdě na lyžích volnou technikou a tu dále porovnávali s koordinací těch samých svalů při bruslení na kolečkových lyžích.



Na základě nalezené podobnosti pohybu obou sportovních aktivit potvrdili oprávněnost užití bruslení na kolečkových lyžích jako specifického tréninkového prostředku pro běh na lyžích volnou technikou (Kračmar, Suchý, Vystrčilová, Gnad, Psotová, 2007).

Kračmar, Dušková a Zelenka (Kračmar, Dušková, Zelenka, 2005) studovali stereotyp chůze v cyklistice. S využitím EMG analýzy šetřili timing zapojení šesti vybraných svalů při jízdě na kole axiálním i radiálním krokem a volné bipedální chůzi. Získané výsledky střídavě ukazují na podobnosti a odlišnosti aktivace svalů v průběhu zkoumaných pohybů.

Značné odlišnosti byly zjištěny při porovnání axiálního a radiálního cyklistického kroku, a to v koordinaci všech měřených svalů, mimo *m. iliopsoas*. Při porovnání timingu koordinace svalstva při bipedální chůzi a axiálním krokem a při bipedální chůzi a radiálním cyklistickým krokem byly zjištěny větší rozdíly mezi cyklisticky správným radiálním krokem a chůzi. A to především u *m. adductor longus*, *m. gastrocnemius*, *m. tibialis anterior* a *m. gluteus medius*.

Ukázalo se, že při jízdě se sedla má značný vliv stereotyp chůze. To se projevuje především aktivací *m. gluteus maximus*. Při chůzi do schodů a při jízdě na kole ze sedla je aktivace tohoto svalu téměř totožná. Podobnost timingu zapojení svalů u obou aktivit je patrná také u *m. tibialis anterior* a *m. iliopsoas*. Při posouzení jízdy ze sedla a chůze do schodů byla vyřčena domněnka, že při těchto aktivitách dochází k propojení svalových řetězců oproti jízdě v sedle (Kračmar, Dušková, Zelenka, 2005).

## 5.2 Lokomoce při sportu

Člověk je sportem mimo jiné obohacován také o pohybové stereotypy a může tak využívat pestřejší škály forem pohybu vzhledem k běžné chůzi (Vacková, 2004).

Sportovní lokomoci lze rozdělit na:

1. Lokomoci bipedální. Pohyb je zajišťován přes pletenec pánevní. Jedná se např. o různé formy běhu, běhy přes překážky, skoky, ale i bruslení, a to jak na ledě, tak i na in-line bruslích.
2. Lokomoci zajišťovanou přes pletenec ramenní, který je z fylogenetického hlediska u člověka určen pro uchopování a manipulaci. Příkladem může být jízda na kajaku a kanoi nebo šplh bez přírazu.

3. Kvadrupedální lokomoci, kdy je pohyb realizován prací obou pletenců - pánevního a ramenního. Za kvadrupedální aktivity považujeme např. sportovní lezení, horolezectví, šplh za pomoci dolních končetin a také běh na lyžích klasickou technikou i bruslením.

Zásady lokomoce ustanovili Janda nebo Vojta a dále se jimi zabýval Kolář. Mluvíme o automatickém držení polohy těla, přenosu těžiště směrem k punktu fixum, orientované postuře, funkční centraci kloubů a dalších zásadách. Tato pravidla se uplatňují i ve sportu.

## **5.3 Běh na lyžích**

### **5.3.1 Historie**

Závodní forma běhu na lyžích se vyvinula z každodenní potřeby pohybu po sněhové pokrývce.

Podle nástěnných maleb v jeskyních lze usuzovat, že prapředkem lyží byly sněžnice, které vznikly ve snaze zvětšit plochu chodidla. Původními formami bylo obalování si nohou kůží nebo slámou. Sněžnice ale na rozdíl od lyží neumožňují skluz a pohyb na nich je po rovinách a s kopců pomalejší a fyzicky náročnější (Gnad, 2005).

Fid Fiot Nansen, první cestovatel, jenž na svých výpravách do polárních oblastí používal lyže – roku 1888 na lyžích přešel napříč Grónskem, považuje za pravlast lyží střední Asii, konkrétněji oblast okolo jezera Bajkal a pohoří Altaj. Odtud se při stěhování národů lyže dostaly do Skandinávie a až mnohem později pronikly i do střední Evropy (Terezčák, 1997).

Radiokarbonové rozborů nejstarších nálezů lyží v rašeliništích, které mají podle Gnada (Gnad, 2005) výborné konzervační účinky, datují vznik těchto artefaktů na 3 tisíce let př.n.l.

Ilavský (Ilavský, 2005) zase předpokládá, že prvními lyžaři byli právě Saamové z nejsevernějších oblastí Evropy, z okolí Polárního kruhu. Lyže využívali především při doprovodu a lovu sobů. Za kolébku lyžování je tak všeobecně uznáváno Norsko. Slovo „lyže“ původně pochází ze staroseverského slovíčka „skith“ – tyč(e) dřeva.

Zpočátku byly lyže využívány k přepravě, lovu i boji. Bolek, Ilavský a Soumar (Bolek, Ilavský, Soumar, 2008) také přibližují, že lyže byly často rozdílné délky. Kratší lyže měla skluznou plochu opatřenou kožešinou a zřejmě sloužila k odrazu, zatímco delší měla skluznici hladkou a sloužila ke skluzu. Pravděpodobně se tedy jezdci na lyžích pohybovali jako na koloběžce.

Pro lepší udržení rovnováhy, odrazu na rovině a brzdění ve sjezdech lyžaři využívali jedné dlouhé tyče, kterou drželi v obou rukou. Lovci hole využívali také jako kopí, oštěpu či opory při střelbě z kuše (Gnad, 2005). Ta byla postupně zkracována a jak píše Bajčičák (Bajčičák, 2000), se jedné, asi 170 cm dlouhé hole, při lyžování využívalo přibližně do roku 1890. Hůl sloužila k odrazu, brzdění i ke sjezdu. Vázání bylo vyrobeno z kožených řemínků, v nichž byla bota uchycena za svou přední část. Gnad (Gnad, 2005) říká, že dvě hole našly opodstatnění až při sportovním lyžování.

Lyžování, jako sportovní odvětví je poprvé zmiňováno kolem roku 995 n.l. v souvislosti s norským králem Olafem I. Tryggvasonem. Na počest záchrany norského krále a sjednotitele Haakona v roce 1206 je každoročně pořádán turistický závod Birkebeiner Ski Loppet (Ilavský, 2005).

Podobná událost ze švédské historie předcházela založení tradice nejmasovějšího dálkového běhu na světě – Vasova běhu (Vasaloppet). (Bolek, Ilavský, Soumar, 2008).

Již v roce 1767 byla podle kronikářů v Norsku uskutečněna první profesionální lyžařská soutěž. Soutěžilo se v běhu, skoku a slalomu, přičemž všechny disciplíny byly absolvovány na jedné lyžích (Ilavský, 2005).

Gnad (Gnad, 2005) za historický mezník v lyžařské historii považuje datum 2. dubna 1843, kdy byly pořádány závody v norském Tromsø na 5km. Tímto novodobým závodem se končí epocha předsportovního použití lyží, přesněji lyžařský středověk. O téměř 20 let později, roku 1861, byl v Norsku založen sportovní svaz pro povznesení sportu, který od r. 1862 každoročně pořádá lyžařské závody. To lze považovat za počátek organizovaného lyžování. Roku 1868 se závodů v Kristianii, dnešním Oslu, účastnili nejlepší lyžaři kraje Telemarken – Sondre Andersen Nordheim a jeho žáci – bratři Torus a Mikkel Hammestveitovi. Ti podle Gnada (Gnad, 2005) na základě exhibicí založili první lyžařskou školu na světě. Nordheimova škola používá pro označení lyžařských oblouků označení telemark a kristianie.

Přidáním ohnutých březových kořenů k jednoduchým řemínkům, které upínaly botu k lyži, zvýšil Nordheim kontrolu nad lyží. Bočním vykrojením lyží se dále zasloužil o plynulé změny směru jízdy (Bolek, Ilavský, Soumar, 2008).

Gnad (Gnad, 2005) uvádí, že Christiania Ski - Club byl založen roku 1877 a stal se tak prvním lyžařským klubem na světě. Jeho představitelé od roku 1879 pořádají v Holmenkollenu lyžařské závody, které se později staly neoficiálním mistrovstvím Evropy. Závod se od té doby, v rámci holmenkollenských závodů, koná každoročně.

V roce 1911 bylo poprvé v historii dosaženo jižního pólu. Nor Roald Amundsen k tomu využil lyží.

První informace o lyžování se do střední Evropy dostávají v 18. a 19. století. K nejmasovějšímu rozmachu však dochází ve století 19. První lyžařský spolek evropského kontinentu (vyjímá Skandinávie) založil roku 1887 Josef Rössler – Ořovský v Praze. První závody tohoto druhu (v běhu na lyžích) se ve střední Evropě uskutečnili šest let po založení klubu. Na území Českých zemí byly uspořádány dva a v Rakousku třetí. Jako úplně první na světě byl 21.11.1903 v Jablonci nad Jizerou ustanoven Svaz lyžařů v království českém, jehož prvním předsedou se stal propagátor a metodik lyžování Jan Buchar (Bolek, Ilavský, Soumar, 2008)..

S ustanovením zimních olympijských her (1. ZOH se konaly 1924 ve francouzském Chamonix) se také zvýšil tlak na zrychlování běhu na lyžích, který se stal jejich nedílnou součástí. Experimentování s prodlužováním skluzu vedlo závodníky k využívání techniky passgang, kdy je lyžař ve stejnostranném postavení (pravá ruka i pravá noha jsou vpřed). Od roku 1946 je užíváno dnešní techniky, která se ale stále modifikuje a vyvíjí. Zvyšuje se frekvence kroků a také je zdůrazňována silová složka výkonu (Bolek, Ilavský, Soumar, 2008).

V šedesátých letech došlo k rozdělení techniky na lyžích na základní a závodní. Cílem závodního běhu na lyžích je sportovní výkon, tedy překonat předem stanovenou trať v co nejkratším čase s využitím veškerých, pravidly povolených prostředků. Aktéry běžeckého lyžování byly hledány nové cesty, jak zlepšovat výkony a přitom neporušit pravidla. Docházelo tak k modifikaci techniky, závodníci byli lépe funkčně připraveni, zdokonalovala se výstroj i výzbroj závodníků, vyvíjely se nové vosky, zlepšovala se úprava tratí. Výsledkem tohoto snažení byl vznik nové techniky běhu na lyžích – bruslení, která spočívá v odrazu z vnitřní hrany lyže postavené do odvratu (Bajčičák, 2000).

Základní techniku běhu prezentuje především švédská škola (Bajčičák, 2000).

Běh na lyžích je od prvopočátku součástí olympijského programu, kdy se soutěžilo na 18 a 50 km. Od roku 1936 byly přidány štafety na 4x10 km. Od konce druhé světové války byly soutěže postupně upravovány a měněny (Bolek, Ilavský, Soumar, 2008).

### 5.3.2 Pohybová charakteristika

Ilavský (Ilavský, 2005) běh na lyžích charakterizuje jako cyklický silově - vytrvalostní sport s pravidelnou prací horních a dolních končetin i svalstva trupu. Dochází tak ke globálnímu zatěžování svalstva celého těla. Gnad s Psotovou (Gnad, Psotová, 2005) při běhu na lyžích předpokládají současné zapojení velkého množství svalových skupin, což klade vysoké nároky na nervosvalovou koordinaci a funkční kapacitu organismu. To se jeví jako velká přednost tohoto sportu. Díky komplexnímu zatěžování celého organismu nedochází k nadměrnému přetížení, namožení a tím také trvalému poškození svalových úponů a kloubních spojení pohybového aparátu, a to ani v závodní formě běhu na lyžích. Při správném technickém zvládnutí klasické techniky, je i eliminováno zvýšené statické zatížení lumbální části páteře, způsobeného neustálým mírným předklonem trupu. Zvýšené nároky na pohyblivost jsou předpokládány v ramenním a kyčelním kloubu v předozadní rovině.

Pro skluznou sílu při odrazu jsou při klasické technice nejvíce využívány m. triceps surae, m. quadriceps femoris, mm. glutei, m. adductor magnus a m. iliopsoas. Pro práci s holemi jsou důležité: m. triceps brachii, m. deltoideus a mm. antebrachii, dále m. latissimus dorsi, m. rectus abdominis, m. teres a svaly fixující lopatku. O účinné přenášení síly a dobrou stabilitu trupu se starají svalové skupiny trupu a břicha (Wigger, 1998).

Nepostradatelnou dovedností pro běh na lyžích je rovnováha, „*schopnost zachovávat stálou polohu těla v různých postojích a pohybech*“ (Gnad, Psotová, 2005), která umožňuje provedení odrazu a následný co nejdelší skluz v jednooporovém či dvouoporovém postavení.

### 5.3.3 Technika běhu na lyžích klasickou technikou

*„Technika sportovního pohybu je určitý způsob řešení daného pohybového úkolu na základě anatomicko – fyziologických a psychologických předpokladů v soulasu s mechanickými zákony platnými v průběhu pohybu“.* (Novák, 1965)

Osvojování techniky považují Chovanec, Potměšil a Javorský (Chovanec, Potměšil, Javorský, 1979) za osvojování si co nejeekonomičtějších a co nejefektivnějších pohybů.

Přizpůsobí – li sportovec určitou techniku svým individuálním motorickým a psychickým předpokladům, nemění techniku, ale vytváří osobní styl (Kovařík, 1991).

Již název naznačuje, že klasický způsob běhu na lyžích je spojován s počátky běžeckého lyžování a je základem běžeckých technik. Tato technika vznikla postupným prodlužováním skluzu při prosté chůzi na lyžích. Charakteristickým rysem klasické techniky je paralelní vedení obou lyží v průběhu celého pohybového cyklu. Z hlediska maximálně efektivního využití odrazových schopností pro dokonalý skluz prodělala klasika řadu změn. Jednalo se především o zlepšování možností odrazu a následné fáze skluzu v jednooporovém postavení (Bolek, Ilavský, Soumar, 2008).

*„Klasická technika klade zvýšené nároky především na rovnováhu, pohyb těžiště těla, koordinaci horních a dolních končetin a cit pro správné provedení odrazu.“* (Gnad, Psotová, 2005)

Správně provedený odraz mimo zrychlení pohybu také umožňuje důkladné přenesení hmotnosti těla na skluzovou lyži, která se postupně po ukončení skluzu stává lyží odrazovou a jen při jejím maximálním zatížení lze dosáhnout dostatečné úrovně tření mezi vrstvou stoupacího vosku a sněhem při odrazu.

V průběhu pohybového cyklu se těžiště těla pohybuje ve třech směrech. V rovině vertikální se jedná o pohyb směrem dolů při přípravě na odraz a naopak nahoru v průběhu odrazu.

V horizontální složce pohybu se z důvodu přenášení váhy těla z jedné lyže na druhou (vždy nad skluzovou) těžiště těla pohybuje ve směru kolmém na směr jízdy. Pohyb je umožněn mírným natočením pánve, při kterém je třeba kyčelní kloub odrazové nohy vytočit směrem vpřed. Takto je umožněn efektivnější přenos těžiště těla nad budoucí odrazovou lyži a usnadnění tak následného odrazu.

Z hlediska maximálně efektivního využití odrazové síly pro pohyb vpřed je velmi důležitý pohyb těžiště těla ve směru předozadním. Před odrazem je celý trup nakláněn vpřed, aby bylo dosaženo optimálního úhlu odrazu pro co nejúčinnější odraz. A právě s náklonem celého trupu vpřed je nutno protlačit vpřed i oblast pánve. *„Pohyb těžiště ve všech směrech probíhá současně a musí být plynulý a přiměřený.“* (Gnad, Psotová, 2005)

Lokomoce je realizována střídavým zapojováním horních i dolních končetin, což je třeba řídit nervosvalovou koordinací tak, aby byl vytvářen komplexně ucelený, plynulý pohyb. Jedná se především o přesné načasování krátkých výbušných odrazů dolních končetin, jejich uvolněnost při skluzu se současným pohybem horních končetin v průběhu odpichu. Veškeré pohyby by měly být prováděny ve stejné frekvenci s maximální uvolněností a plynulostí.

Odras z nohy je prováděn z celé plochy skluznice postupnou extenzí ve všech kloubech z mírného pokrčení v okamžiku, kdy odrazová noha je míjena nohou odlehčenou – švihovou. Ta se pohybuje vpřed. Ve chvíli odrazu musí být odrazová lyže maximálně zatížena, aby nedošlo k podklouznutí. Předčasnému položení odlehčené lyže na sněh je předcházeno mírným natočením pánve, což také umožňuje prodloužení skluzu a správné načasování odrazu. Těžiště těla musí být před oporovou plochou v dynamické rovnováze (viz Obr. 10), neboť jen tak je možné odraz nasměrovat šikmo vpřed do těžiště a zabezpečit tak jeho optimální využití.

Aby byl odpich paží efektivní, je třeba jej vést po co nejdelší dráze a vždy ve směru lokomoce. Hole jsou zapichovány pod ostrým úhlem před špičkou boty. Zahájení odpichu lyžař provádí v předpažení a ukončuje jej v zapažení. (Gnad, Psotová, 2005)

Podle Ilavského (Ilavský, 2005) je nejčastěji užívaným způsobem klasické techniky běhu na lyžích běh dvoudobý střídavý, jehož základními prvky jsou odraz nohy, přenášení hmotnosti těla, jízda ve skluzu a práce paží. Tohoto způsobu je využíváno především ve stoupání, případně méně silově vybavenými jedinci na rovinách.

Před postavením chodidel vedle sebe a jejich následným vystřídáním dochází k zastavení skluzové lyže. Aktivním pokrčením dolní končetiny v kolenním a hlezenním kloubu dochází ke snížení a posunu těžiště před opornou plochu. Díky tomu se po provedení odrazu může těžiště plynule přenést na skluzovou končetinu. Trup je v této fázi *přípravy na odraz* mírně předkloněn – „v přepadu“.

V úvodní fázi je *odraz* prováděn z plného chodidla a postupným napínáním nohy v kolenním a kyčelním kloubu. Tím se zvyšuje tlak na lyži a sněhovou podložku. Také je zahájeno přenášení hmotnosti těla v před. Následně je odraz dokončován extendováním hlezenního kloubu. Pokračuje přenášení hmotnosti těla na skluzovou lyži. Po dokončení odrazu se odrazová noha volně vykývá vzad (kompenzačně – relaxační fáze) a po ukončení skluzu druhé končetiny, aktivně švihá vpřed. V této fázi se lyžař dostává do tzv. lyžařského luku, kdy jsou hlava, trup a dolní končetina v jedné přímce.

Při *jízdě ve skluzu* dochází ke změně polohy těžiště těla i jednotlivých segmentů, tudíž se zde uplatňuje dynamická rovnováha, a proto nemůže být fází pasivní. Po přenesení hmotnosti nad skluzovou lyži se těžiště, již v jednooporovém postavení, pohybuje stále vpřed. Kvalita skluzu je dána účinností předchozí činnosti, tj. odrazu. Zároveň se jedná o další přípravu na odraz.

Paže musí s dolními končetinami pracovat koordinovaně. V okamžiku zastavení skluzové lyže je již v lokti mírně pokrčená paže před tělem a ve výši obličeje. Hůl je před špičkou skluzové boty zapíchnuta do sněhu pod úhlem  $65 - 70^\circ$  a na ní je přenesena část hmotnosti trupu, který je následně přitahován k horní končetině vpřed. Dokončení odpichu se časově shoduje s dokončením odrazu dolní končetinou. Vzájemná poloha horních i dolních končetin je rovnoběžná.

Prostý běh soupažný Ilavský (Ilavský, 2005) popisuje jako techniku běhu na lyžích, při níž „*dochází k intenzivnímu odpichování holemi a posun vpřed je výsledkem činnosti práce horních končetin a svalstva trupu*“. (Ilavský, 2005) V současné době se jedná o dominantní způsob pohybu, jehož základem je dynamická práce paží a přitahování trupu k holím. Přitahování by mělo být prováděno bez větší flexe v kyčelních kloubech. Hmotnost trupu je na paže přenesena energickým pokrčením v kolenou a hleznech a posunutím těžiště těla vpřed. Hole by při odpichu soupaž měly být zapíchnuty 20 – 30 cm před chodidly a úhly zapíchnutých holí by se měly přibližně shodovat s úhly v hlezenním kloubu.

Mezistupněm mezi během dvoudobým střídavým a soupažným prostým je běh jednodobý s odpichem soupaž, charakterizovaný dynamickým odrazem dolní končetinou, čímž je umožněno razantní přesunutí celé hmotnosti trupu a ramen dopředu přes obě paže na hole. Pohybový cyklus odrazu dolní končetiny je stejný jako při běhu dvoudobém střídavém (Ilavský, 2005).

Jeden pohybový cyklus dvoudobého běhu střídavého se skládá ze dvou běžeckých kroků. Ty mají dvě základní části: skluzovou a odrazovou. Gnad s Psotovou (Gnad, Psotová, 2005) je ještě dále rozděluje na jednotlivé pohybové fáze.

Skluzovou část, kdy probíhá skluz a odpich holemi, lze rozdělit na tři fáze: skluz prostý, skluz se zvyšováním a skluz se snižováním. Hlavní hnací impuls běhu na lyžích – odraz dolní končetinou – je charakteristický pro část odrazovou. U ní rozlišujeme fáze dvě: výpad a odraz. Vzájemný poměr obou základních částí běžeckého kroku je asi 4:1 ve prospěch skluzu.

Podle Gnada a Psotové (Gnad, Psotová, 2005) je fáze *prostého skluzu* jedinou, kdy lyžař nemůže aktivně ovlivňovat rychlost jízdy, může pouze ovlivnit velikost tření. Jedná se totiž o tu část pohybového cyklu, která je ohraničená oddálením odrazové lyže od sněhu a zapíchnutím hole. Dochází zde ke skluzu v jednooporovém postavení, kdy obě hole a druhá lyže nejsou v kontaktu se sněhem.



Následný *skluz se zvyšováním* začíná zapíchnutím hole do sněhu a je charakteristický napínáním stojné - skluzové - dolní končetiny. Dochází tak ke zvyšování těžiště těla. Fáze je ukončena, když těžiště dosáhne maximální výšky. Ke zvyšování rychlosti jízdy v jednooporovém postavení je využíváno opory o hůl.

Pohybový cyklus pokračuje *skluzem se snižováním*, kdy se těžiště těla z maximálního zdvihu krčením kolene skluzové nohy postupně snižuje. Běžec se stále pohybuje v jednooporovém postoji a působí tlakem na hůl při odpichu. Fáze je ukončena zastavením skluzové lyže.

První fází odrazové části běžeckého kroku je *výpad*, který je vymezen zastavením skluzové lyže a napínám odrazové nohy v kolenním kloubu. Díky krčení odrazové nohy a současnému napřimování v kloubu kyčelním pokračuje snižování polohy těžiště.

*Odráz* začíná napínáním odrazové nohy a je ukončen v době oddálení odrazové lyže od stopy. Realizován je postupnou extenzí v kolenním, kyčelním a v závěru i hlezenním kloubu. Obě hole jsou opět nad sněhem.

#### **5.3.4 Biomechanika běhu na lyžích klasickou technikou**

Běžce na lyžích je nutné považovat za hmotnou soustavu, která je tvořena jednotlivými segmenty lidského těla a výzbrojí. Tyto části soustavy se vůči sobě mohou navzájem pohybovat. A protože mají určitou hmotnost, mají i vlastní hybnost. Vektorovým součtem jejich hybností je hybnost celé soustavy (Kovařík, 1991).

Síly uplatňující se při lyžování klasifikujeme jako vnější, existující nezávisle na lyžaři, a vnitřní, lyžařovy. Za vnější síly jsou považovány síla tíhová, setrvačná, reakce oporné plochy, dostředivá a odstředivá síla a odpor prostředí. Vnitřními silami jsou především svalová síla lyžaře a reakce jeho tkání, které jsou dány jejich pevností a pružností. Účinek síly se projevuje jako zrychlení tělesa (Kovařík, 1991).

*„Lyžař sám svojí silou dráhu svého pohybu nezmění, dosáhne jen změny tvaru svého těla. Může však svou silou působit na povrch země, čímž vyvolá reakci tohoto povrchu v opačném smyslu a ta jej z jeho polohy vychyluje.“* (Kovařík, 1991)

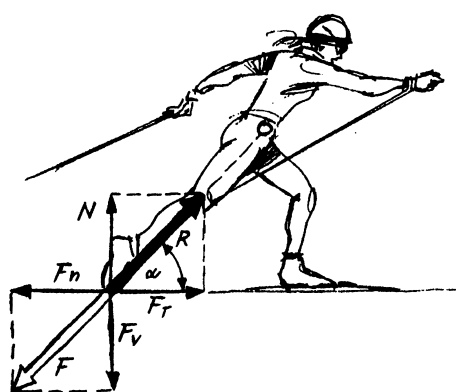
Podle Kovaříka (Kovařík, 1991) je za pohybu těžiště lyžařovy soustavy umístěno nad místem opory o sněh. Nachází se tak v labilní rovnovážné poloze, kde setrvává, pokud směr vektoru výslednice všech vnějších sil, působících na hmotu soustavy, prochází právě podstavou.

Aby byl pohyb ekonomický, je třeba také svalové relaxace v průběhu pohybového cyklu. Do pohybu musí být zapojeny pouze takové svalové skupiny, jejichž práce je v daný okamžik nutná. Zkušení lyžaři běžci jsou schopni rychlého střídání svalové aktivace a relaxace. Svalstvo dolních končetin je v průběhu lyžařského běžeckého kroku zatěžováno jak staticky, a to ve fázi skluzu, tak i dynamicky při odrazu. A právě po dokončení odrazu mohou svaly dolních končetin relaxovat. Při klasické technice na svalovou relaxaci navazuje aktivní kyvadlový pohyb nohy vpřed, se středem otáčení v kyčelním kloubu. Zabržděním švihového pohybu dolní končetiny vzniká setrvačná síla, která se sčítá se silou odrazu (Gnad, Psotová, 2005).

Odraz je prováděn odvíjením celého chodidla z plně zatížené, v této době zastavené lyže. Dokončení odrazu je provázáno extenzí všech kloubů nohy a oddálením lyže od stopy. Jeho účinnost závisí na směru odrazu (Obr. 1 - úhel odrazu  $\alpha$ ), na délce dráhy a době, po kterou síla odrazu působí, a na velikosti tření v klidu. Síla odrazu se projevuje rychlostí působení odrazu, přičemž rozhodující je zrychlení, tedy rychlost získaná při dokončení odrazu.

Dle vztahu časového účinku síly:  $F \times t = m \times v$

( $F$  – svalová síla,  $t$  – doba působení síly,  $m$  – hmotnost lyžaře,  $v$  – rychlost odrazu)



Obr.1: Rozklad sil při odrazu z plochy lyže  
Gnad, Psotová, 2005

zákonu akce a reakce. Svalová síla působí na podložku pod určitým úhlem  $\alpha$  (v praxi 55 – 65°) a vyvolává stejně velkou reakci opory opačného směru. Ta se rozkládá na horizontální ( $F_h$ ) a vertikální složku ( $N$ ). Horizontální složka představuje vlastní hybnou sílu vpřed, zatímco vertikální složka odpovídá kolmému tlaku váhy lyžaře a svalové práci odrazové nohy. Z toho vyplývá, že čím menší úhel odrazu je, tím je odraz účinnější. Avšak, dojde-li k překročení mezní hranice, odrazová

lyže proklouzne (síla  $F$  bude větší než velikost tření v klidu).

Pro správné provedení odrazu je velmi důležité postavení běžce před odrazem. Lyžař musí být „v přepadu“, jediné tak je vynaložené svalové úsilí nejlépe využito. Pokud se těžiště před odrazem nepromítá před opornou plochu, účinek svalové síly při odrazu se převážně promítne do vertikální složky.

Odraz nohou je podporován střídavým nebo soupažným pohybem paží s odpichem holemi, přičemž dopředné síly se sčítají. Při střídavém pohybu pracuje každá paže samostatně a opačně oproti druhé. Pohyb vychází z ramenního kloubu, který se tak stává středem otáčení pažní páky při odpichu, tedy částečně mimo hlavní osu. Pohyb je prováděn ve velkém rozsahu, aby dráha působení na hůl byla co nejdelší.

Při pohybu soupažném pracují obě paže stejně a do pohybu jsou zapojovány velké svalové skupiny zad a trupu. Spojením obou paží přes trup vzniká dvojité páka, jejíž účinky se sčítají a střed působení její výsledné síly je v hlavní ose těla. Díky tomu je mechanismus odpichu soupaž účinnější než při střídavém pohybu paží (Gnad, Psotová, 2005).

Z hlediska vnitřní biomechaniky je, podle Kovaříka (Kovařík, 1991), práce pohybového segmentu nejefektivnější, když jsou svaly na začátku práce protaženy, ale klouby nejsou v úplné extenzi. Proto je účelné začínat odpich soupaž s mírně pokrčenou paží v lokti. Tím také do realizace pohybu zapojíme nejen svalové skupiny paží ale i trupu a zad.

## 5.4 Síla

*„Těleso setrvává v klidu nebo v pohybu rovnoměrném, přímočarém, jestliže na něj nepůsobí nějaká vnější síla anebo tyto síly jsou v rovnováze.“* (I. Newtonův pohybový zákon)

*„Silové schopnosti jsou charakterizovány jako komplex integrovaných vnitřních vlastností, které umožňují překonat odpor vnějších a vnitřních sil podle daného pohybového úkolu.“* (Kolektiv autorů, 1997) A proto lze říci, že *„svaly jsou nástroje, bez kterých se sportovec neobejde, jsou základem jeho „živosti“.“* (Martens, 2006)

Z biologického hlediska je síla schopnost svalů překonávat odpor (koncentrická), působit proti odporu (excentrická), případně zadržovat odpor (izometrická). Motorická síla se projevuje ve čtyřech formách: maximální, rychlostní, výbušná a vytrvalostní (Grosser, Ehlenz, Griebel, Zimmermann, 1996)

Podle kolektivu autorů (Kolektiv autorů, 1997) existuje šest druhů silových schopností:

1. Amortizačně silová schopnost, která tlumí nebo oslabuje působení vnější síly a projevuje se při skocích, doskocích, odhodech apod.
2. Dynamicko - silová schopnost odpovídá fyziologické svalové kontrakci. Umožňuje překonávat vnější odpor, ale vždy ve spojitosti s dalšími pohybovými schopnostmi. Je tak základním pohybovým projevem, který předpokládá koordinaci agonistů i antagonistů.
3. Explosivně silová schopnost uděluje maximální zrychlení tkání či předmětu. Je také nazývána „výbušnou silou“ a úzce závisí na ostatních silových schopnostech.
4. Reaktivně silová schopnost předpokládá elasticitu svalové tkáně, a to nejen v lokálním měřítku, ale také celkovou vzájemnou koordinaci agonistů a antagonistů. Nezanedbatelný vliv má též aktuální stav a prokrvení. Lze ji charakterizovat jako schopnost bezprostřední odpovědi na výraznou silovou aktivitu.
5. Startovně silová schopnost umožňuje na základě volního podnětu vyvinout silovou aktivitu. Vzhledem k obecné výkonnosti jedince se vždy jedná o více méně konstantní vlastnost, která není využívána jen v oblasti sportu, ale své uplatnění má i v běžném životě.
6. Staticko – silová schopnost umožňuje překonávat vnější odpor díky deformaci tělesa anebo jeho držení v určité poloze (antigravitace).

Žádná z výše uvedených silových schopností se nikdy neuplatňuje izolovaně, ale vždy se jedná o kombinaci několika schopnostních typů (Kolektiv autorů, 1997).

Z fyzikálního hlediska je síla příčinou změny pohybového stavu. Při pohybu lidského těla jsou rozlišovány síly vnější a vnitřní (Benc, 2002).

Jakl (Jakl, 2007) z pohledu výkonu mluví o síle maximální, submaximální, střední a nízké. V konceptu sportovní disciplíny lze sílu dělit na obecnou a specifickou (speciální). Příkladem speciální síly je soupažný běh nebo napodobování souže na různých trenažérech.

Za sílu všeobecnou není považováno jen cvičení s nakládacími činkami v posilovně, ale i jízda na kajaku, kánoí, běh, cyklistika (především na horském kole), jízda na

kolečkových bruslích a lyžích, jízda na koloběžce, plavání, nordic walking či horská turistika jako taková a i sportovní hry (Jakl, 2007).

Reiss (Reiss, 1992) vidí cílevědomé zvyšování výkonnostně orientovaných silových schopností jako základní výkonnostní rezervu vytrvalostních sportovců. To se pojí se zdůrazněným zvyšováním silových a technicko – koordinačních požadavků v hlavních oblastech tréninku.

*„Silové schopnosti ve vytrvalostních sportech jsou určeny určitým poměrem podílů vytrvalostní, rychlostní a maximální síly.“* (Reiss, 1992)

Typickým ukazatelem vytrvalostních sportů je mnohočetně opakovaný relativně rychlý a silový pohyb v jednotlivých cyklech i při zvyšující se únavě. Faktorem určujícím výkon všech vytrvalostních sportů je především silová vytrvalost, která je specifická podle disciplíny. Jinak ostatní silové schopnosti specificky disciplínou určované nejsou. Zvláště důležité jsou, podle Reisse (Reiss, 1992), silové schopnosti v krátkodobých a střednědobých disciplínách.

Podle Rutherforda (Rutherford, 1993) je úroveň výkonu dána součinem rychlostí svalového vztahu a jeho silou. Výsledný výkon lze tedy zlepšit zvýšením úrovně hodnot některého z těchto parametrů. A protože možnost zvýšení rychlosti svalového stahu vlivem tréninku je velmi malá, je nejlepší strategií vylepšení úrovně síly.

*„Velikost síly, kterou sval vyvine, je závislá na délce svalu a na rychlosti, kterou se sval buď zkracuje, nebo prodlužuje.“* (Rutherford, 1993)

Hlavním determinantem maximální svalové síly je sice velikost svalu, ale roli též hrají i jiné faktory, neboť většina každodenních pohybů je výsledkem práce více než jedné svalové skupiny. Proto, aby bylo dosaženo maximální svalové síly v určitém pohybu, je nutná koordinace činnosti zapojených svalů a jejich maximální aktivace.

Velikost vyprodukované síly také ovlivňuje pákový systém, jehož prostřednictvím dochází k aplikaci síly, dále uspořádání vláken ve svalu (paralelní, zpeřený, apod.), či uspořádání jednotlivých svalů (Rutherford, 1993).

Verchošanskij (Verchošanskij, 1996) uvádí, že křivka  $F/t$  (síla / čas) explozivního projevu síly má tři komponenty a je determinována kvalitou nervosvalového aparátu jako je maximální (absolutní) a počáteční síla a síla zrychlení (rychlá akcelerace svalu). Nutnost rozlišování těchto komponent potvrzují i elektromyografické analýzy. Diferenciace se

projevuje především v uzavírání motorické jednotky a frekvenci impulsů motorických neuronů. Tím byla potvrzena hypotéza, že počáteční síla je determinována především vztahem mezi pomalými a rychlými svalovými vlákny, tedy vrozenými dispozicemi. Počáteční síla a síla zrychlení jsou každá řízena jinými nervosvalovými mechanismy.

Maximální síla a síla zrychlení se nechají snadněji rozvíjet než síla počáteční, neboť nejsou do takové míry podmíněny vrozenými kapacitami nervosvalového aparátu člověka. Podle výzkumů, absolutní síla nedeterminuje ani velikost efektu práce v počáteční fázi svalového napětí, ani velikost maximálního projevu síly při provádění pohybů proti skromným vnějším odporům. S tímto výrazněji koreluje pouze při velkém vnějším odporu. Proto absolutní síla nezvyšuje absolutní rychlost pohybů, dokonce se vzhledem k ní ukazuje jako negativní faktor.

Verchošanskij (Verchošanskij, 1996) dále poukazuje na výsledky výzkumů, z nichž vyplývá mírná závislost počáteční síly a síly zrychlení.

Obecně lze tedy říci, že čím menší vnější odpor je a tedy rychlejší a kratší je doba provedení pohybu, tím více na významu nabývá schopnost absolutní rychlosti pohybu a speciálně počáteční síla svalu. A naopak, čím větší odpor je, tím větší úlohu přebírá význam síly zrychlení a absolutní síly. Podle této sekvence, která může být korelativní s velikostí externího odporu vůči pohybu, lze uspořádat funkční schopnosti determinující pracovní efekt explozivního projevu síly.

Avšak je také třeba zdůraznit některé charakteristiky této sekvence:

Rozvoj funkčních vlastností svalů probíhá nezávisle na kterékoliv z nich a také vylepšení kterékoli z nich má irelevantní efekt pro úroveň těch ostatních. Mimo to také platí, čím větší je vzdálenost funkčních kapacit v sekvenci mezi sebou, tím méně se navzájem ovlivňují.

Každá z funkčních kapacit vyžaduje pro svůj rozvoj přizpůsobený motorický režim a jejich trénovatelnost je různá.

Se zvyšováním úrovně přípravy sportovce je stále více zdůrazňována relativní nezávislost komponent funkční kapacity svalu (Verchošanskij, 1996).

Podle Verchošanského (Verchošanskij, 1996) pracovní efekt explozivního projevu síly vychází především z počáteční síly a síly zrychlení, neboť sportovní pohyby běžně korelují s nutností překonávat vnější odpor.

Schopnosti maximální síla svalu, počáteční síla, síla zrychlení a absolutní rychlost pohybu jsou při jejich rozvíjení relativně nezávislé a v různé míře geneticky stabilní. Přičemž jsou produkovány specifickými neuromotorickými mechanismy (Verchošanskij, 1996).

Jak potvrzují poslední studie, je podíl pomalých kontraktilních (červených) svalových vláken i procento vláken bílých rychlých z 80 až 90% geneticky podmíněn. Tréninkem se dají ovlivnit svalová vlákna přechodného typu, tzv. II.b. V souladu se specifickostí prováděného cvičení jsou svalová vlákna schopna zvětšit svou sílu. Rychlá svalová vlákna mají větší potenciální schopnost zlepšit svoji sílu, a zvýšit tak svalový potenciál více než vlákna pomalá, mající větší vytrvalostní dispozice, a jsou odolnější vůči únavě a umožňují tak vysokou aerobní práci (Ilavský, 2005).

S rostoucí úlohou silové připravenosti stoupá význam protahování – strečinku. Ten pomáhá zachovávat základní fyzikální vlastnosti svalového vlákna, tedy pružnost a pevnost. Během protahování dochází k uvolňování svalů, vazů, ke zlepšování kloubní pohyblivosti a koordinace. Strečink také pozitivně ovlivňuje držení těla, rytmiku a hloubku dýchání a přispívá tak k psychickému uvolnění (Korvas, 1986).

#### **5.4.1 Posilování**

*„Silový trénink je prevencí proti úrazům a zraněním.“ (Hamill, 1993)*

*„Svalový trénink je specifickou formou tréninku a zahrnuje cílené a systematické zatěžování svalů, jehož cílem je posílení a celkový rozvoj svalů.“ (Grosser, Ehlenz, Griebel, Zimmermann, 1996)* Nelze jej tedy nahradit vytrvalostním, ani jiným tréninkem, neboť při něm dochází k silnému zatížení páteře a kloubů. Proto je nutné v rámci tréninkových jednotek zaměřených na rozvoj silových schopností posilovat i okolní svalstvo a svaly zajišťující správné držení těla (Kuhn, Nüsser, Platen, Vafa, 2005).

*„Aby sportovec dosáhl maximálního zlepšení, měl by se snažit pracovat v pohybovém režimu, který co nejvíce odpovídá jeho sportovnímu odvětví.“ (Rutherford, 1993)*

Zvyšování síly se podle Reisse (Reiss, 1992) děje díky zvětšování energetických zásob, rekrutačního spektra svalstva, zejm. rychle a pomalu knotrahuječních jednotek na převážně aerobní bázi.

Ostrowski (Ostrowski, 1990) doporučuje koncipovat trénink silových schopností jako vytrvalostní trénink specificky podle sportů. Odpory by měly být zaměřeny diferencovaně dle odlišných požadavků jednotlivých částí závodní tratě (startovní úsek či závěrečný spurt).

Účinnou prevencí proti zkracování svalů a zmenšení amplitud pohybů je spojení cviků síly s cviky na rozvoj pohyblivosti a schopnosti protažení a uvolnění.

Při čemž se ale uplatňuje fakt, že velikost odporu nemá vliv na tepovou frekvenci a potažmo na koncentraci laktátu v krvi. Toto totiž závisí na intenzitě – rychlosti pohybu. Účinný trénink silové vytrvalosti je trénink se sníženou frekvencí a sníženou koncentrací laktátu. Reiss (Reiss, 1992) uvádí, že trénink silových schopností by měl trvat déle než 30 min na tréninkovou jednotku při 80 – 90% intenzitě závodní rychlosti resp. 30 – 50% individuální maximální síly.

Silový trénink by měl být zaměřen na ty svalové skupiny, které jsou zapojovány při závodě, a to rovnoměrně na agonisty a antagonisty. Avšak nutné je také posilovat i důležité svalové skupiny celého těla.

Cílem silového tréninku je přiblížit se, resp. dosáhnout shody časových a prostorově – dynamických struktur silových impulsů.”

Reiss (Reiss, 1992) předpokládá, že efektivita tréninku silové vytrvalosti je také ovlivněna dodržováním výkonnostně fyziologických požadavků. Je tedy třeba odlišovat trénink vytrvalostní síly v aerobní energetické zóně (do 3 mmol/l LA) a v aerobně – anaerobní (3 – 6 mmol/l LA). Trénink maximální síly musí být prováděn za alaktátových podmínek a trénink rychlostně vytrvalostní síly ve vysokých laktátových koncentracích (nad 7 mmol/l LA).

Andrich (Andrich, 1985) považuje za nejúčinnější formu tréninku vytrvalostní síly soustředění do bloků se všeobecnými, speciálně přípravnými a speciálními tréninkovými formami v jednom dni, resp. ve sledu tréninkových jednotek v mikrocyklu. Takovouto koncentrací se prohlubují a posilují vytrvalostní silové podněty.



Gilli (Gilli, 1994) lyžařům běžcům doporučuje strukturovanou metodiku rozvoje silových schopností rozdělenou v posledních pěti měsících před prvními závody do tří stupňů:

V prvním stupni se ještě jedná o obecný výstavbový trénink, který trvá do konce srpna a jehož cílem je zlepšení a nácvik obecných vytrvalostních a silových schopností. Tento stupeň (posilovna, kruhový trénink, silová vytrvalost integrovaná do vytrvalostního tréninku – chůze v hlubokém dřepu, lyžařská chůze, jízda na kole s těžkými převody).

Ve druhé etapě rozvoje silových schopností bychom měli svalstvo zapojované do běhu na lyžích navykat na podobné pohybové vzory jaké vyžaduje cílový pohyb a posilovat je. Cílem tohoto prvního stupně specifického tréninku je dosáhnout pokroků ve specifickém průběhu pohybu a kontrolovat je. V průběhu září a října Gilli (Gilli, 1994) doporučuje imitovat, kruhové tréninky a variace tempa a rytmu cvičení.

Cíl druhého stupně specifického tréninku spočívá v navyknutí svalstva na novou technickou dovednost a automatizovat ji. Provedení cviku již musí odpovídat pohybovému vzoru konečné formy. Tato etapa rozvoje silových schopností probíhá v listopadu a prosinci.

Jak uvádí Ilavský (Ilavský, 2005) souvisí počáteční zlepšení silových schopností se zlepšením nervosvalové koordinace v motorické jednotce. Provádění určitých pohybových úkonů dovolí tělu realizovat synchronizaci motorických svalových jednotek a poskytnout tak sílu nutnou pro daná cvičení.

Véle (Véle, 2006) upozorňuje, že není vhodné v terapii ani v tréninku se zaměřovat pouze na posilování samostatných svalů jako samostatných elementů hodnocených svalovým testem. Ale je třeba zohlednit svalový řetězec, ve kterém se daný sval zapojuje, neboť platí „*svalová smyčka je vždy tak silná, jako její nejslabší článek.*“ (Tvrzník, Segeťová, 1998) Je tedy vhodnější posilovat ty pohyby, kde se zapojuje více svalů a do jisté míry i celý posturální systém zajišťující nutnou stabilizaci těla. Účinnější je také posilování střídavé ve více rovinách, neboť zvyšuje všestrannost zapojování svalů a tím též obratnost (Véle, 2006).

*„K posilování jsou vhodné proti odporu prováděné pohyby nebo výdrže. Odpor musí být dostatečně velký.“* (Kabelíková, Vávrová, 1997) Velikost odporu je odvozena dle zdatností posilovaných svalů, počtem opakování cviku nebo délkou výdrže. Velikost odporu je nepřímě úměrná počtu opakování provedení cviku.

Pro posilování je vhodné volit takové cvičení, které aktivuje jen ty svaly, které mají být posíleny a svaly hyperaktivní mohou zůstat co nejvíce relaxovány. Cílem posilování

oslabeného svalu je naučit jej správně se zapojovat do každodenních pohybových programů. *„Toho lze dosáhnout tehdy, pokud se posilovaný sval aktivuje takovým způsobem a v takové souhře s ostatními svaly, jak to vyžaduje správné provádění pohybů, pro které chceme daný sval vycvičit.“* (Kabelíková, Vávrová, 1997)

Nezbytná je znalost, ve kterém období ročního tréninkového cyklu jaký druh síly rozvíjet, a který je pro dané období nevhodný až, jak uvádí Jakl (Jakl, 2007), kontraproduktivní.

Všechny druhy síly lze úspěšně rozvíjet na jaře a v létě, přičemž i silový trénink by měl být pestrý s využitím nejen vlastního posilování, ale i jiných sportovních disciplín. Od podzimu by měl postupně převládat více specifický trénink zaměřený na sílu dynamickou spojenou se silovou rychlostí a silovou vytrvalostí. Naopak by se postupně měla vytrácet až vymizet síla maximální, explozivní a statická, a to i přes fakt, že právě maximální síla zvyšuje mimo jiné i dynamické (odrazové) schopnosti.

Pro udržení již dosažené silové úrovně na začátku lyžařské sezóny stačí jednou týdně zaměřit trénink na posilování svalových partií trupu a paží a jedenkrát týdně na lyžařskou imitaci, chůzi nebo výběhy kopců.

Pro sestavení účinného tréninku na rozvoj síly není důležité jen vědět jak často a ve kterém období posilovat, ale také který druh síly, i jednotlivých cviků je vhodný či nevhodný vzhledem, a to především, k věku a zdravotnímu stavu cvičenců. Jakl (Jakl, 2007) považuje kooperaci s odborníky, jenž cvičencům pomohou správně zvládnout technické provedení jednotlivých cvičení, nejen za vhodnost, ba přímo za nutnost.

#### **5.4.2 Speciální síla**

*„Podstata „imitačních“, napodobivých nebo speciálních cvičení vyplývá z nutnosti nahradit závodní prostředek, takovým cvičením, kterého pohybová struktura je podobná nebo shodná s během na lyžích.“* (Ilavský, 2005)

Proto Chovanec s Potměšilem a Javorským (Chovanec, Potměšil, Javorský, 1979) uvádí, že speciální silová cvičení by měla být ve své dílčí struktuře i časovém průběhu blízká režimu, svalové práci vlastní disciplíny. Jedná se především o tahání gumových expanderů,

jernberg, chůzi a běh s holemi se zdůrazněnou prací paží, lyžařskou chůzí, imitací, jízdou na kolečkových lyžích, koloběžce apod.

Podle Ilavského (Ilavský, 2005) je rozvoj speciálních silových předpokladů nutný pro optimální zvládnutí přechodu od obecného silového rozvoje k realizaci závodních výkonů.

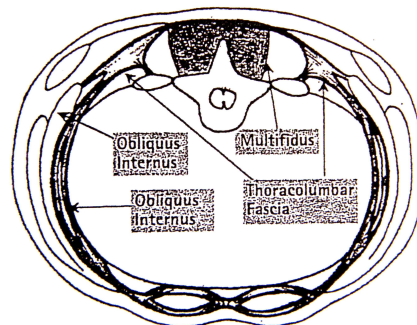
Svalstvo břicha je z velké části tvořeno třemi velkými svaly, a to: m. rectus abdominis, m. obliquus internus a externus. Společně z čelního pohledu formují vzhled střední části těla a podílí se na širokém spektru funkcí:

1. účastní se na správném držení těla
2. umožňují tělu zaujmout vzpřímený postoj
3. podporují respiraci
4. plní aktivní roli při odbourávání odpadních látek
5. chrání životně důležité orgány: žaludek, slinivku břišní, játra, slezinu
6. provádí flexi, extenzi, laterální flexi a rotaci trupu
7. pomáhají zvedat a pokládat dolní končetiny při chůzi a běhu

Riley s Arapoffem (Riley, Arapoff, 1999) pokládají abdominální svalstvo za stabilizující sílu, která umožňuje tělu pohyb v mnoha komplexních a jedinečných polohách. Proto je dobře vyvinuté svalstvo této oblasti důležité jak pro průměrného jedince, tak i pro špičkové sportovce. Vadné držení těla a bolesti dolních partií zad jsou často připisovány slabému svalstvu zad, ale většinou selhávají právě svaly stěny břišní.

### Vnitřní svalová jednotka

Nikolai Bogduk a Lance Twomey ve své knize „Clinical Anatomy of the Lumbar Spine“ poprvé popsali spolupráci svalstva břicha a zad v rámci jedné funkční jednotky. Dochází zde ke spojení příčných svalů břišních a vnitřních šikmých svalů břišních s obalem thorako – lumbální facie obepínající svalstvo zad.



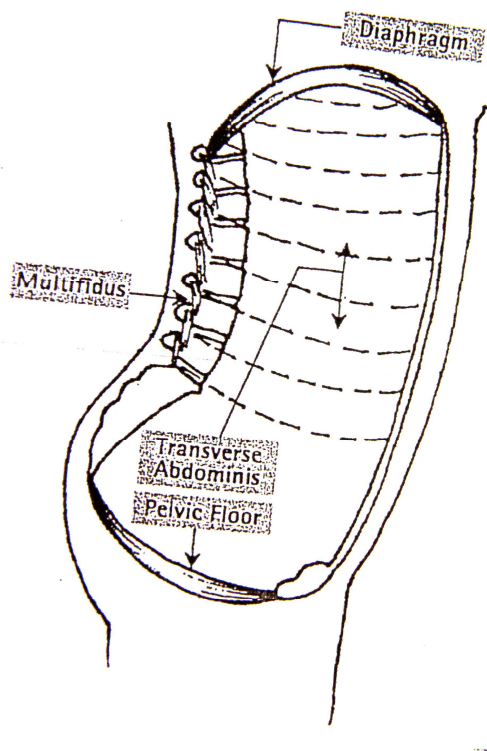
Obr.2: Vnitřní jednotka  
Chek, 1999

Termín tedy vysvětluje synergii mezi příčnými břišními svaly a posteriorními vlákny vnitřního šikmého svalu břišního, svaly dna

pánevního, m. multifidus a lumbální částí m. longissimus, m. diaphragmou. Na rozdíl od

jiných svalů trupu je vnitřní svalová jednotka ovládána samostatným neurologickým řízením. To vysvětluje, proč tradičně procvičované svaly břicha jsou neúčinné v procesu zpevňování páteře i při redukci chronické bolesti zad. Pokud jsou dostatečně procvičovány právě menší svaly jako m. multifidus, příčné svaly břišní a svaly dna pánevního, pak je budována dostatečná kloubní pevnost a stabilita pro páteř, pánev i hrudní koš. Vzniká tak základ pro velké svaly.

Jako příklad fungování vnitřní a vnější svalové jednotky Chek (Chek, 1999) uvádí zdvih jednoručních činek. Téměř současně s myšlenkou „Zvedni zátěž z podložky“, je mozkiem aktivována vnitřní jednotka a dochází ke kontrakci m. multifidus a ke zkrácení transversálních břišních svalů. Tím je zpevněna thorako – lumbální facie. V této době nastává simultánní aktivace bránice nad, a pánevního dna pod vnitřní svalovou jednotkou. Dochází tak k „zapouzdření“ vnitřních orgánů, stlačených příčnými břišními svaly. Je tak zpevněn nejen trup, ale i klouby pánve, páteře i hrudního koše. To vše umožní efektivní přenos síly ze svalstva dolních končetin, trupu a velkých primárních svalů pohybu (zad a paží) na jednoručné činky.



Obr.3: Thorako – lumbální facie a vnitřní jednotka  
Chek, 1999

Pokud jsou svaly vnější svalové jednotky nebo velké primární svaly procvičovány bez přítomnosti fungující vnitřní svalové jednotky, dochází k nevyhnutelným nechtěným změnám vzhledu a ke zraněním pohybového aparátu (Chek, 1999).

Rozvoj speciálních silových schopností je v praxi spojován s tendencí vyjmout daný pohybový prvek (fáze pohybu) z celkového pohybového cyklu, a systematicky pracovat na progresu silové vytrvalosti určité svalové skupiny, jenž je zodpovědná za příslušný pohybový

prvek (Ilavský, 2005).

Podle Ilavského (Ilavský, 2005) by měl výběr tréninkových prostředků korespondovat se strukturálními pohybovými požadavky závodu a jeho dílčích částí. Také zvyšující se silový efekt tréninku by měl být zaměřen na ty svalové skupiny, které jsou zapojovány při soutěži, a to stejnoměrně na agonisty i antagonisty, neboť svalové dysbalance výkon ovlivňují negativně. Ovšem při posilování nelze opomíjet důležité svalové partie těla (udržovací režim svalové síly), které jsou nepostradatelné pro vysoké všeobecné zatěžování.

*„Zlepší silový trénink lyžařský výkon? Která cvičení by měli lyžaři běžci vykonávat a jako často? Může rozvoj silových schopností být důležitější než rozvoj vytrvalosti?“* (Ilavský, 2005) Potřeba lyžařů běžců zlepšit úroveň silových schopností vychází podle Ilavského (Ilavský, 2005) z potřeby zvýšit rychlost běhu, a také z faktu, že přibližně polovinu závodního času lyžař překonává stoupání. Silový trénink je optimální způsob, jak s využitím cvičení ve ztížených podmínkách zvýšit úroveň silové vybavenosti.

Také Wenger (Wenger, 1993) uvažuje: předpokladem pro vyšší rychlosti běhu na lyžích je vyšší silové nasazení a odpovídajícím způsobem přizpůsobená technika pohybu. Střídavý běh je z biomechanických důvodů (odraz ze zastavené lyže) na rovinách a i v mírných stoupáních rychlostně limitován. Proto bývá nahrazován jednodobým odpichem soupaž. Tendenci převahy soupažného běhu je zabraňováno budováním členitých tratí s mnoha stoupáními různé délky a strmosti.

*„Základním principem fyziologie svalové činnosti je, že na zlepšení jeho výkonnosti, musíme sval trénovat v takovém pohybovém rozsahu (kontrakci), jenž vyžaduje technika sportovní disciplíny“* (Mc Cardle a další). Jinými slovy: *„Svaly které cvičíme ve specifické pohybové struktuře (biomechanice), dosáhnou největšího silového zlepšení právě v tomto rozsahu, proto ho nazýváme specifický trénink.“* (Ilavský, 2005)

Jakl (Jakl, 2007) jako příklady speciálních posilovacích cvičení uvádí soupaže v různě členitém terénu, různou intenzitou a v různě dlouhých intervalech. Přičemž ve vztahu mezi intenzitou provedení a délkou intervalu platí nepřímá úměrnost. Jízda střídavým odpichováním paží bez práce nohou je účinnou alternací soupaže, ale vyžaduje dobře zvládnutou techniku. Jízda volným způsobem bez holí na techniku tak náročná není. Bruslení oboustranné jednodobé do různě strmých stoupáních či bruslení s taháním břemene (saně, spolucvičenec, apod.) posiluje svalstvo celého těla a navíc rozvíjí koordinaci a techniku

bruslení. Pro rozvoj dynamické síly horních i dolních končetin i koordinaci pohybu se nabízí opakované výběhy strmých kopců „stromečkem“.

## 5.5 Chůze

Volnou bipedální chůzi považuje Janda, Poláková, Věle (Janda, Poláková, Věle, 1966) za základní pohybový projev člověka. Boyd se Silkem (Boyd, Silk, 2003) počátky vzpřímené bipedální chůze u předchůdce člověka *Australopithecus afarensis* datují do doby před 7 – 6 mil. let.

Lidská bipedální chůze se ve srovnání s lokomocí současných primátů a opic vyznačuje větší efektivitou. Studie ukazují na nižší energetickou náročnost lokomoce člověka oproti lokomoci primátů, ať bipedální, tak i kvadrupedální (Kračmar, 2007).

Evolučním i ontogenetickým základem lidské chůze je ale kvadrupedální lokomoce. Z evolučního pohledu se jedná o lokomoci suchozemských tetrapodů vznikající při přechodu obratlovců z moře na pevniny asi před 400 mil. let (Kračmar, 2007). Zřejmě největší funkční transformací při přechodu od kvadrupedie k bipedii prodělal pletenec ramenní. Jeho sekundární funkcí je úchop a manipulace s předměty (Kračmar, Vystrčilová et al., 2007).

Při zapojení svalů horních končetin do lokomoce při nordic walking, a tím vytvoření opory na akrálních částech horních končetin, podle Bačákové a kol. (Bačáková et al., 2008) dochází, v porovnání s volnou chůzí bez holí, ke snížení aktivace svalu *musculus (m.) gluteus medius*, jenž napomáhá stabilizovat pánev v transverzální rovině. Naopak dochází ke zvýšení aktivace kontralaterálního *m. latissimus dorsi* na úkor *m. gluteus maximus*, který svou aktivaci snižuje. Při zapojení paží do lokomoce člověka byla také prokázána diagonální propojení a diagonální zřetězení funkce analyzovaných svalů.

Průběh chůze lze popsat jako rytmický translatorní pohyb těla kyvadlovitého charakteru. Jak uvádí Věle: „*Začíná v určité výchozí poloze, prochází obloukem přes nulové postavení do druhé krajní polohy, nikoli zpět jako kyvadlo, ale stále dopředu, protože jeho upevnění se mezitím posunulo a tím se celý systém rytmicky posunuje vpřed.*“ (Věle, 2006)

Chůzi lze popsat třemi, od sebe zřetelně oddělenými, pohybovými fázemi:

- švihová fáze: končetina je přenášena vpřed, aniž by se dotýkala oporné báze,
- oporná fáze: po celou dobu je končetina ve styku s podložkou,
- fáze dvojí opory: ve styku s opornou bází jsou obě končetiny najednou (Věle, 2006).

## 5.6 Běh

Při běhu, cyklickém lokomočním pohybu, se tělo na krátkou chvíli nachází zcela bez kontaktu s opornou bází. V tomto momentu se pohybuje vpřed s tendencí padat k zemi. Rozlišujeme tedy dvě fáze běhu: švihovou a opornou. Ve srovnání s chůzí, zde jedna fáze chybí, a to fáze dvojí opory, kdy jsou obě končetiny současně v dotyku se zemí (Véle, 2006).

Kračmar (Kračmar, 2007) běh popisuje jako řadu na sebe navazujících „skoků“, protože na rozdíl od chůze, při běhu zcela chybí fáze dvojí opory, kdy se překrývá dotek paty jedné nohy s odvíjením špičky nohy druhé.

Podle Véleho (Véle, 2006) se přední končetina, jenž při běhu brání pádu, na konci švihu dotýká oporné báze špičkou nohy před průmětem těžiště. Tato vzdálenost je v závislosti na rostoucí rychlosti pohybu zkracována až do místa průmětu těžiště. Po dotyku s punctum fixum se švihová končetina stává opornou, bránící pádu, a zároveň i propulzní. Obě končetiny se v obou funkcích vzájemně střídají.

Běh oproti chůzi klade na organismus vyšší funkční nároky (svalová síla dolních končetin, kardiovaskulární i dýchací systém). Avšak v důsledku větší dynamiky provedení a tím i větší setrvačnosti hmoty při probíhajícím pohybu je při běhu snazší udržet rovnováhu (Kračmar, 2007).

Podle intenzity běhu lze rozlišit tři způsoby běhu. Běh s tzv. „dvojitou prací kotníku“, běh „po celých chodidlech“ a běh „sprinterský“.

V prvním případě se podložky dotýká nejprve přední část chodidla, následuje zhoupnutí zpět na celé či téměř celé chodidlo a odtud dochází k postupnému odvíjení nohy, které je zakončeno výraznou aktivitou prstů a palce, jež se opírají do podložky pro odraz vpřed. Běh s dvojitou prací kotníku lze pozorovat u technicky vyspělých atletů a při vyšší a střední rychlosti běhu.

Méně zdatní jedinci obvykle využívají techniky běhu, kdy se podložky jako první dotýká pata. Pak následuje odvíjení plosky nohy stejně jako u chůze. Delší doba kontaktu se zemí umožňuje lepší ohmatání podložky a vytvoření pevné opory pro odvinutí velké odrazové síly. Ale právě dlouhý čas dotyku je pro rychlost běhu nevýhodou.

Snahou každého sprintera je dosáhnout vysoké až maximální rychlosti běhu. Jako jeden ze způsobů, jak toto dokázat, se nabízí zkrácení doby oporové fáze. A to tak, že pata se podložky nedotýká vůbec. Po našlápnutí na špičku se zpětné zhoupnutí na celé chodidlo

minimalizuje. Výhodnou možností zvýšení frekvence kroků kompenzují vysoké energetické nároky a nutná silová připravenost a trénovanost svalstva dolních končetin.

## **5.7 Imitace**

Bolek, Ilavský a Soumar (Bolek, Ilavský, Soumar, 2008) imitace definují jako pohybová cvičení, která napodobují pohyby lyžařské. Rozvoj silové vytrvalosti je umocněn zvýrazněním odrazu nohou při chůzi anebo při běhu v terénu. Imitace jsou řazeny mezi specifická (speciální) cvičení, tudíž předpokládáme, že zatěžují stejné svalové skupiny a v podobném režimu jako běh na lyžích.

Imitovat lze s holemi i bez holí, do kopce a po rovině, při běhu anebo v chůzi. Existují různá cvičení pro rozvoj klasické techniky i bruslení (Soumar, Bolek, 2001).

Jedná se o jednu z hlavních tréninkových, komplexních metod po celé letní období, ale i při přechodu na sněh, kdy se klade důraz především na techniku a rozvoj speciální vytrvalosti (Bolek, Ilavský a Soumar, 2008).

### **5.7.1 Lyžařská chůze**

Tuto méně náročnou formu imitačních cvičení, můžeme zařadit do jakéhokoliv běžecského tréninku tak, že ve stoupání z běhu přejdeme do chůze (Soumar, Bolek, 2001).

Bolek s Ilavským a Soumarem (Bolek, Ilavský, Soumar, 2008) pro nácvik techniky doporučují, aby po fázi dokončení odrazu následovala krátká výdrž, v níž trup a boky setrvačností pokračují v pohybu vpřed. U zkušených sportovců se tato fáze stírá. Paže pracují ve velkém rozsahu a napodobují práci při střídavém běhu na lyžích.

Velikost zatížení lze upravit strmostí a délkou stoupání nebo rychlostí chůze (Soumar, Bolek, 2001).



### **5.7.2 Lyžařské skoky**

Efektivní metoda pro rozvoj speciální síly dolních končetin, při které je zdokonalována i koordinace pohybů a rovnováha. Lyžařské skoky vycházejí z lyžařské chůze, odraz je ale mohutnější a rozsah pohybu větší (Bolek, Ilavský a Soumar, 2008).

Soumar s Bolkem (Soumar, Bolek, 2001) doporučují nejprve se naučit správnou techniku lyžařských skoků bez holí a poté je provádět s holemi.

### **5.7.3 Napodobivá cvičení (NPC)**

Velmi účinný prostředek rozvíjející nejen speciální sílu dolních končetin, ale též je vhodný pro nácvik a zdokonalování techniky běhu na lyžích, a to v každém ročním období.

Jedná se de facto o imitaci – lyžařské skoky bez holí, ale s tím rozdílem, že důraz je kladen na moment odrazu, do kterého by měla být soustředěna veškerá sportovcova síla a dále na zpevnění těla a získání rovnováhy po dopadu (na lyžích se jedná o fázi skluzu). Dobu mezi jednotlivými odskoky si sportovec volí dle své aktuální schopnosti udržení rovnováhy a zpevnění se v poloze tzv. lyžařského luku.

Napodobivá cvičení lze různě modifikovat jak pro klasickou techniku, tak i pro bruslení na lyžích – lze odskoky provádět bez práce paží, ve střídavém, či soupažném režimu. Pro zvýšení silového i koordinačního efektu cvičení je možné využít obtížnější terény – např. písčnou pláž, větší stoupání, apod. Mezi skoky lze též provádět podřep.

## **5.8 Cyklistika**

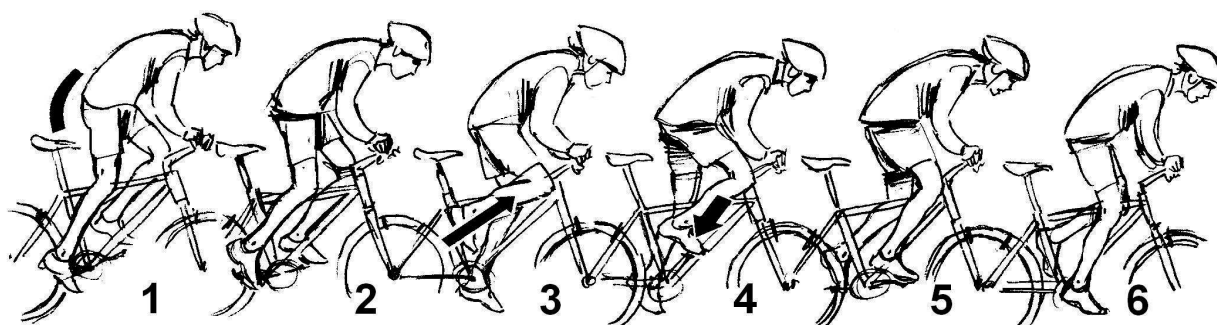
V posledních letech se cyklistický sport stává velmi populárním, což je jen umocňováno organizací masových cyklistických akcí. Avšak cyklistika ať už silniční anebo horská kola se těší velké oblibě při tréninku lyžařů běžců. Především jízda na horském kole je z fyziologického hlediska běhu na lyžích velmi podobná a také klade určité nároky na technickou zdatnost jedince.

Stejně jako běh na lyžích je cyklistika velmi šetrná k podpůrnému i pohybovému aparátu sportovce (Kuhn, Nüsser, Platen, Vafa, 2005). Proto je cyklistika velmi vhodnou tréninkovou metodou v jarním období, kdy pohybový aparát běžce na lyžích není ještě dostatečně připraven na nárazy při atletickém běhu (Bolek, Ilavský a Soumar, 2008).

Cyklistika může zastávat různé funkce tréninku lyžaře běžce. Jedná se o vhodnou aktivitu pro rozvoj obecné vytrvalosti. Silniční kolo, lehčí profil a nízká intenzita zatížení je dobrým prostředkem pro aktivní regeneraci mezi dvěma těžkými tréninky. Naopak náročnou jízdu na horském kole v členitém terénu mimo zpevněné cesty, kde se střídají těžká, prudká stoupání s relativně odpočinkovými, ale technickými sjezdy, lze využít pro rozvoj silové vytrvalosti dolních končetin. Bolek s Ilavským a Soumarem (Bolek, Ilavský, Soumar, 2005) dokonce považují jízdu ze sedla do prudkých stoupání za dobré specifické lyžařské cvičení.

Podle Kračmara a Vystrčilové (Kračmar, Vystrčilová, 2007) vede změna postavení pozice těla k výraznějšímu zapojování m. gluteus maximus. Největší sval těla (krom m. quadriceps femoris) se v poloze v sedě, při flektované kyčli, zapojuje jen velmi obtížně. Vhodné podmínky pro jeho zapojení nastávají při extenzi kloubu kyčelního, při odrazu z pevné podložky či při podsazení pánve. Tuto situaci vystihuje Obr. 4 - 1., Obr. 4 - 3 znázorňuje tažnou sílu na pedál (s nášlapnými pedály), kterou umožňuje jiné postavení těla oproti jízdě v sedle. Radiální typ šlapání, polohu chodidla, ilustruje Obr. 4 - 4.

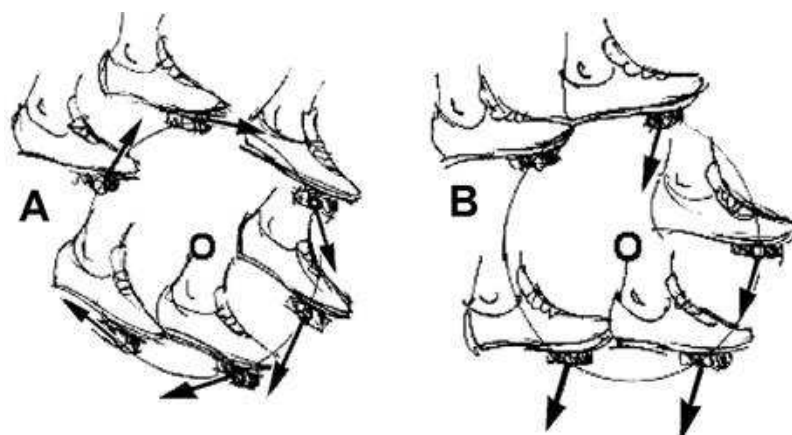
Změna polohy v kyčelním kloubu může znamenat zlepšení podmínek pro propojení svalových řetězců z dolních končetin přes trup až k horním končetinám – místu opory na řidítkách. Tato domněnka, jak uvádí Kračmar s Vystrčilovou (Kračmar, Vystrčilová, 2007), ale ještě nebyla prokázána. Zpomalení rytmu při jízdě ze sedla je dáno zapojením více svalových partií. Toho závodníci využívají pro přefazení na těžší převody.



Obr.4:  
Kračmar, Vystrčilová, 2007

„Souhra kloubů“ je klíčovým předpokladem pro správnou techniku šlapání. Jednotlivé klouby, respektive svaly, umožňující jejich pohyb, se do akce zapojují v přesně sladěném časovém cyklu (Soulek, Martínek, 2000).

Jak uvádí Soulek s Martínkem (Soulek, Martínek, 2000), je velmi důležité, aby jezdec nešlapal do pedálů ve směru kolmo dolů (do osy převodníku), ale vždy ve směru tečny k obvodu převodníku. Takovýto cyklistický krok Kračmar s Vystrčilovou (Kračmar,



Obr.5: Radiální (A), axiální (B) krok  
Kračmar, Dušková, Zelenka

Vystrčilová, 2007) nazývají krokem radiálním. Z tohoto důvodu nejsou některé „talíře“ tvaru kulatého, ale oválného, aby bylo umožněno působení dané síly po větší dráze. Tím je dosahováno většího výkonu.

Radiální krok není pro člověka přirozeným pohybem, ale je mechanicky mnohem účinnější než krok axiální, do osy převodníku. Charakteristickým znakem radiálního šlapání je, že cyklista udrží v horní úvratí patu nad úrovní pedálu. Protože se jedná o vývojově nepřirozený typ lidské lokomoce, podléhá rychlému vyhasínání.

Výkonnostní cyklisté při jízdě na kole musí překonávat ještě jeden vývojový stereotyp, který se promítá i do jiných pohybových vzorců, než jen do chůze a jí příbuzných. Tím je mírná zevní rotace abdukce dolní končetiny při flexi v kyčelním kloubu. Proto rekreační jezdec mírně vytáčí kolena vně. Závodník se snaží o mechanicky účinný, cyklisticky správný technický krok, tzv. úzké šlapání. Při tomto provedení se totiž vektor hnací síly dolních končetin nerozkládá do stran, ale je účinněji využit pro pohon bicyklu. Sice úzké šlapání nedovoluje kyčelnímu kloubu, aby pracoval ve svém přirozeném směru pohybu (funkční centrace kloubu), ale k negativním zdravotním projevům nedochází, neboť nepracuje pod zatížením váhy těla jezdce. Jezdec musí udržovat kolena u rámu kola úmyslně.

## 5.9 Dolní končetina

Protože je dolní končetina orgánem opory a lokomoce vzpřímeného těla po dvou končetinách, má robustnější kostru, mohutnější svalové skupiny a omezenou pohyblivost jednotlivých kloubů. Tím je zajištěna větší stabilita oporných končetin.

Extenze dolních končetin je nutná pro staticky nejvýhodnější stabilní vertikalizaci páteře, a tedy celého těla. Při vertikalizaci směřuje hlavní zatížení do vertikálně orientovaných kostí dolních končetin a snižuje tak nároky na činnost antigravitačních svalů.

V oblasti pánve dochází k přenosu sil dolních končetin na vertikalizovaný trup. Pánev, která se skládá z kostí pletence dolních končetiny a z křížové kosti, není jen kaudálním zakončením páteře, ale je i oporou pro dolní končetiny. Rozhodující pohyb pánve se odehrává především v kyčelních kloubech a odtud je přenášen na bederní páteř. Z tohoto důvodu se při pohybu v kyčelních kloubech zapojují četné skupiny zádového svalstva. Toto propojení „funguje“ i v opačném směru, a proto pohyb páteře má výraznou odezvu v kyčelních kloubech.

Sklon pánve je zásadním statickým problémem pro vzpřímenou polohu. Postavení pánve velmi citlivě reaguje na délku dolních končetin a také výrazně ovlivňuje zakřivení páteře, především bederní lordózu a hrudní kyfózu. Pánev a páteř dohromady tvoří funkční jednotku (Kolektiv autorů, 1997).

Stavba dolní končetiny je sice obdobná jako končetiny horní, ale vše je hrubší, silnější a pevnější, neboť jejími hlavními dvěma úkoly jsou funkce statická a lokomoční. Spojení femuru s pánví musí být značně pohyblivé avšak, a to především, dostatečně nosné. Pohyblivost bérce v kolenním kloubu je oproti předloktí výrazně snížena, neboť zde rotační pohyb není téměř možný. Jemné pohyby, typické pro ruku, se na chodidle nevyvinuly, protože jeho stavba podléhá statické funkci. *„Některé svaly jsou dokonce rudimentální a podléhají vývojové regresii.“* (Janda, 1996)

Dolní končetina je s pánví a tedy i trupem spojena prostřednictvím kloubu kyčelního. Jedná se o kulovitý kloub, jehož rozsah pohybu je značně omezen, neboť hlavička femuru je ze dvou třetin vsazena do acetabula kostí pánevních. Kyčelní kloub zajišťuje tyto základní pohyby: flexe – extenze, addukce – abdukce, vnitřní – vnější rotace. Zřejmě nejdůležitějším složeným pohybem kyčle je cirkumdukce.

Největší kloub lidského těla tvořený femurem a tibií, kloub kolenní, se vyznačuje mnoha styčnými ploškami a bohatým vazivovým aparátem. Přední část kloubu překrývá patella. Pro lepší styk femuru s tibií je koleno vybaveno dvěma chrupavčitými ploténkami – menisky. V koleni je prakticky možná jen flexe a extenze. Při flexi a uvolnění je možná v rozsahu 50 – 60° rotace.

Pohyby nohy zprostředkovává kloub hlezenní. Z anatomického hlediska jej lze rozdělit na horní hlezenní kloub (art. talocruralis), který je složen z tibie, fibuly a talu, a dolní hlezenní kloub (art. talocalcaneonavicularis). Ten je tvořen talem, calcaneem a os naviculare. Na noze je ještě několik podružnějších kloubů, ale všechny vystupují jako funkční celek. Základními pohyby hlezna jsou: flexe – extenze a supinace – pronace. Z jejich kombinací pak ještě cirkumdukce, nebo také everze – inverze (Janda, 1996).

Uspořádání a stavba svalstva dolní končetiny musí nutně korespondovat s úlohou lokomoce. Pevnost kyčelního kloubu zajišťují rozsáhlé svalové skupiny, které tak působí na postavení pánve, páteře a tudíž podmiňují vzpřímené postavení těla. Janda (Janda, 1996) svaly kyčelního kloubu dělí na pět skupin, které jsou různě silné: flexory, extenzory, adduktory, abduktory a rotátory. Síla svalové skupiny je nepřímou úměrnou síle ligamentózního aparátu: „*nejslabší svalová skupina je tam, kde je vazivový aparát nejsilnější a naopak.*“ (Janda, 1996)

Svalstvo kloubu kolenního Janda (Janda, 1996) rozděluje na skupinu flexorů a extenzorů. Flexi zajišťují svaly zadní strany stehna: m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus, které jsou (s výjimkou krátké hlavy m. biceps femoris) dvoukloubové, a proto při fixaci kolene napomáhají při extenzi v kloubu kyčelním.

Přední strana plochy stehna kolenní kloub extenduje. Jedná se o m. sartorius a m. quadriceps femoris, jenž se skládá z m. rectus femoris a dvoukloubových mm. vasti - medialis, intermedius a lateralis. Všechny čtyři hlavy quadricepsu se spojují v jedinou šlachu, překrývají patelu a jako ligamentum patellae se upínají na tuberositas tibiae. Za důsledek vzpřímeného stoje a mechanismu chůze je považována skutečnost, že extenzory mají téměř třikrát větší sílu než flexory (Janda, 1996).

Svalstvo bérce lze rozdělit do tří skupin: ventrální, dorzální a laterální. Obdobně jako na předloktí, jsou svalová bříska vyvinuta na začátku bércových svalů a na nohu a prsty přechází jen svými šlachami (Janda, 1996).

## **5.10 Svalové souhry v reflexní lokomoci**

Svalové souhry v reflexní lokomoci v oblasti trupu, pánve a dolní končetiny podle Vojty popisují kineziologické souvislosti vzniku propulzní síly v lidské lokomoci.

### 5.10.1 Funkce synergistů a držení těla

Při souhře svalů reflexní lokomoce je nutné chápat pojem „agonista“ a „antagonista“ odlišným způsobem. Je nutné se oprostit od názoru na trénování agonistů a antagonistů, neboť vlastní reflexní lokomoce (dynamická stabilita, rychlá změna vzoru držení těla, současně řízené automatické pohybu vpřed) se týká koordinační úrovně. Ta leží na spinální koordinační úrovni míchy a též nad ní (Vojta, Peters, 1995).

Podle Vojty s Petersem (Vojta, Peters, 1995) je funkce agonistů a antagonistů řízena ze segmentální úrovně (např. flexe – extenze). Totální výpadek motorické funkce je podmíněn únavou paretického svalu. K té může dojít v případě periferního motorického ochrnutí. Vyšší řídící úrovně nabízejí spinální segmentální úrovni příkazy, které jsou orientovány na celkové držení těla. Díky tomu nemůže být paretický sval předávkován. Nadřazená rovina obsahuje plán „ideálního“ držení těla. Segmentální rovina pak přebírá jen to, co je schopna pojmout. Globálním vstupním příkazem může být zpracováno jen tolik impulsů, kolik je schopna zpracovat jeho motorická jednotka, a proto nebude paretický sval příliš unaven. *„Silnější antagonist dostane z motorického výstupu (output) jen tolik impulsů, aby slabšího agonistu nepřekvapil.“* (Vojta, Peters, 1995)

Pokud je při reflexní lokomoci užito globálního vzoru, nedojde k žádné aktivitě ve smyslu agonista – antagonist. Ale dochází k aktivnímu zaujetí polohy, jenž přináší automatický proces pohybu vpřed, naprogramovaného v CNS. Toto je realizováno díky synergické funkci svalů.

*„Tato synergická funkce, ke které dochází při reflexním pohybu vpřed, se nazývá optimálním a ideálním držením těla a je základem pro fyziologickou lokomoci a pro cílenou motoriku.“* (Vojta, Peters, 1995)

### 5.11 Svalové smyčky a řetězce

Svalová smyčka je podle Véleho (Véle, 2006) tvořena skupinou dvou svalů, které se upínají na dvě vzdálená pevná místa (puncta fixa). Mezi tyto dva svaly je včleněn pohyblivý kostní segment (punctum mobile). Jeho poloha je dána tahem obou svalů. Jedná se tedy o volnější druh spojení kostních segmentů než představuje kloub. Pohyblivý segment je ve smyčce zavěšen tak, aby jím dalo cíleně pohybovat ve směru tahu svalů, i fixovat.

*„Svalový řetězec vzniká vzájemnou fyzikální i funkční vazbou několika svalů nebo smyček propojených mezi sebou fasciálními, šlachovitými i kostními strukturami do řetězce tvořícího samostatný složitý útvar, jehož funkce je programově řízena z CNS.“* (Véle, 2006)

Svalových řetězců může pracovat více najednou. Tím je podmíněna větší adaptabilita a flexibilita pohybového systému jako celku. Energeticky úspornou koordinací pohybu svalů a přesnost pohybu umožňuje schopnost svalů pracovat v řetězci synchronně a asynchronně a současně i nesoučasně.

Pokud je však při testování (např. EMG) či posilování pozornost soustředěna pouze na jeden sval v řetězci, bude pohyb odvozený z jeho úponů zkreslený, neboť není zohledněn vliv okolních svalů na jeho funkci (Véle, 2006).

### **Řetězec spojující nohu s hrudníkem:**

Os cuneiforme I – m. peroneus longus – tibia – fascia cruris – m. biceps femoris + m. adductor longus – m. obliquus abdominis internus – m. obliquus abdominis externus (druhé strany) – hrudník

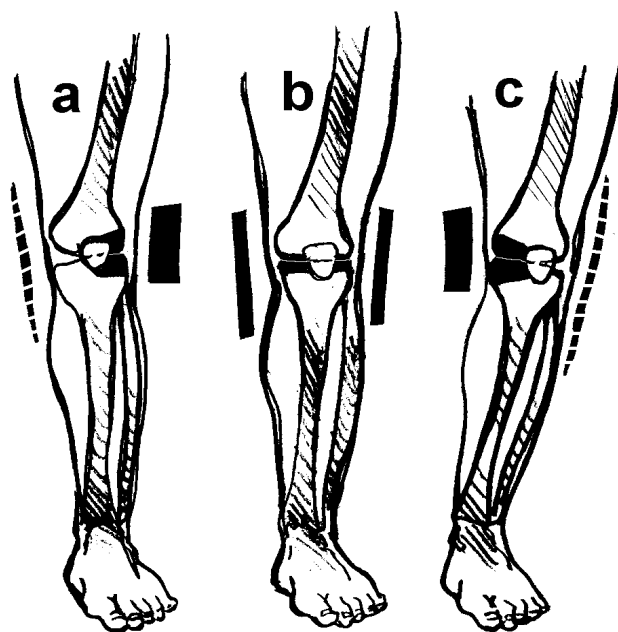
### **Krátký řetězec mezi pánví a femurem:**

Os ilium – m. gluteus maximus – femur – m. iliacus – os ilium – femur – m. psoas → lumbální páteř – os sacrum – os ilium

### **Dlouhý řetězec mezi pánví a lýtkem:**

Pánev (spina iliaca) – m. rectus femoris – tibia – semisvaly – pánev (tuber ischiadicum) – fibula – m. biceps femoris – pánev (tuber ischiadicum)

Krátké a dlouhé řetězce na sebe navazují, čímž vzniká funkční vazba mezi jednotlivými segmenty. Ta umožňuje větší adaptabilitu (Véle, 2006).

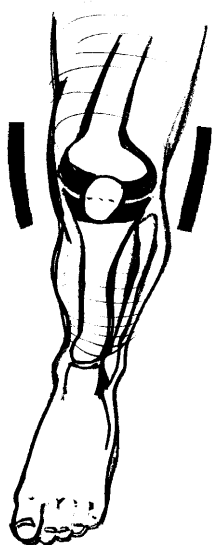


Obr.6: Centrace kloubu  
Kračmar, 2007

### 5.11.1 Centrace kloubů

Problémem funkční centrace kloubu se u nás zabývá především Doc. Kolář. Podle Kračmara (Kračmar, 2007) je z hlediska minimalizace opotřebení kloubu optimální, jsou-li síly přenášeny přes co největší plochu, která je pro toto anatomicky k dispozici. Svalové napětí po stranách kloubu je CNS plně automaticky rozdělováno tak, aby nedocházelo k odchylování mimo anatomické předurčení kloubu.

Necentrováný kolenní kloub je znázorněn na Obr. 6 v pozicích „a“ a „c“. V prvním případě se jedná o přetížení vnější strany kloubní plochy a ve druhém o stranu vnitřní. Rovnoměrně rozdělené napětí svalstva okolo kolenního kloubu je patrné pozice „b“. Hmotnost těla je tak přenášena celou plochou, kterou má kloub k dispozici (Kračmar, 2007).



Obr.7: Centrace kloubu  
Kračmar, 2007

### 5.12 Řízení motoriky

*„Řízení pohybu lze popsat jako účelové organizování aktivity pohybové soustavy k dosažení zamýšleného cíle.“ (Véle, 2006).*

Účel pohybu však podléhá individualitě každého z nás – závisí na mentalitě osobnosti. Tímto se v řídicím pochodu objevuje faktor neurčitosti, se kterým je při analyzování pohybu nutno počítat. Véle (Véle, 2006) dále uvádí, že pohyb jednotlivých částí organismu je dvojího druhu: pohyb vnitřních orgánů a pohyb vnějších orgánů pohybové soustavy. Pohyb vnějších orgánů pohybové soustavy, jakožto účelový pro udržení polohy těla a pohybu ve vnějším prostředí je realizován buď reflexní reakcí anebo volným rozhodováním.

CNS zpravidla řídí pohyb člověka jako celek a Kračmar (Kračmar, 2007) dále uvádí, že předpokladem pro optimální průběh pohybu je jeho správné zahájení. V případě nevhodného zahájení pohybu, je již v jeho průběhu prakticky téměř nemožné anebo velmi obtížné chybu odstranit.

Nesporný vliv na nastavení celého těla obecně mají podle Kračmara (Kračmar, 2007) dvě oblasti: krční páteř a koncové části končetin – ruce a nohy. Krční páteř je v úzkém propojení s okohybnými svaly. V úvodní fázi, která je pro celý zamýšlený pohyb klíčová, je funkce pohledu zesílena cíleností pohybové aktivity. Kontakt s okolním prostředím a informace o něm CNS lidský organismus získává prostřednictvím plošek horních i dolních končetin.



Z nastavení krční páteře a pozice rukou a nohou vychází i nastavení kořenových kloubů – ramen a kyčlí, které jsou pro pohyb taktéž velmi důležité (Kračmar, 2007).

Člověk je téměř celý život provázen schopností pohybu, přičemž celý jeho pohybový projev je velmi organizovaná funkce. Rozvíjí se od časného intrauterinního období a jeho vývoj odráží vývoj celé nervové soustavy. Je úzce spjat s psychickou činností a sdělováním informací a zajišťuje jak vzpřímenou polohu tak jednoduchý nebo složitý pohyb. Činnost kosterního svalstva je vždy řízena jako jediný funkční celek. Prakticky všechny oddíly CNS se podílejí na řízení motoriky člověka. Svalový tonus, základní předpoklad veškeré hybnosti důležitý pro postojové a vzpřimovací reflexy (motorický systém polohy, opěrná motorika), zajišťuje páteřní mícha. Řízení svalového tonu se také účastní retikulární formace, statokinetické čidlo a mozeček (vestibulární a spinální). Právě opěrná motorika je základem složité soustavy úmyslných pohybů (motorický systém pohybu, cílená motorika). Její činnost je řízena mozkovou kůrou, bazálními ganglii a korovým mozečkem (Trojan et al., 1996).

Řízení volního pohybu je podle Véleho (Véle, 2006) řízeno CNS skrze dvě aktivity. Jedná se o emocionální - stimulující a racionální - brzdící aktivitu. Pokud je podnět (emoce) slabá, pak pohybová odpověď na ni bude také slabá anebo žádná. Odezva na silnou emoci může být velmi intenzivní až překotná. Naopak racionální úvahou je pohyb přibrzdován a pokud je dlouho rozvažován může být i pohybové rozhodnutí inhibováno.

Aby zamýšlený pohyb dosáhl daného cíle musí být dobře koordinovaný. To vyžaduje vyváženost obou druhů kontroly (Véle, 2006).

### **5.13 Postura a atituda**

*„Postura je proces udržování polohy těla a jeho částí ve stále se měnícím prostředí“* (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000). Postura je výchozí pozice pro pohyb a po skončení daného pohybu se posturální systém snaží dosaženou polohu zachovat.

Véle (Véle, 2006) posturu definuje jako: *„klidovou polohu těla vyznačující se určitou konfigurací pohyblivých segmentů“*. S úmyslem vykonat pohyb se klidová poloha mění na polohu pohotovostní a ta těsně před provedením pohybu přechází do polohy účelově orientované atitudy. Odtud uvažovaná aktivita směřuje k pohybovému cíli.

Posturální program je sice zajišťován především osovou strukturou těla (páteř, břišní a zádomé svalstvo), avšak velká část posturálních pohybových aktivit je globálního charakteru. Z toho plyne, že se do procesu postury zapojují i struktury pohybových systémů pletenců a končetin. Roli koordinátora v zajištění postury hraje periferní i centrální nervový systém.

Plasticita vazivových struktur páteře a kyčelních kloubů, pružnost meziobratlových disků či adheze kloubních je také antigravitačním, tedy posturálním projevem (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000).

Realizátorem posturální motoriky je podle Čákové (Čáková, 2000) páteř.

Program držení těla je v CNS geneticky zakódován, avšak reálné držení je utvářeno pod vlivem průběhu posturální ontogeneze (Kračmar, 2002). Na morfologický vývoj páteře mají formativní vliv svalové souhry, které se utváří v průběhu zrání CNS. Ty se již od počátku života podílí na vývoji lokálních, regionálních a též funkčně souvisejících globálních parametrů (Kolář, 2006).

Aby bylo tělo udrženo ve vertikální poloze, je třeba pokročilé centrální kontroly míšního režimu fázického pohybu, díky níž je umožněna koaktivace agonistů a antagonistů. Lze tak tonicky udržet danou polohu. Podle Vojty se tento proces kontroly míšního pohybového režimu v průběhu posturálního vývoje jedince vyvíjí postupně (Véle, 2004).

Posturální svalstvo lze rozdělit na dvě skupiny, na svaly „tonické“ a „fázické“ (Janda, 1982). Jandovo striktní dělení ale svými poznatky zmírňuje Kolář (Kolář, 2005), jenž ve svých poznatcích dokládá nutnost spolupráce krátkých hlubokých svalů páteře s dlouhými povrchovými svaly, aby bylo možno stabilizovat trup.

O stabilitu zaujaté polohy, stabilizaci i průběh změny držení a také o krátkodobé předvídání situací se svou činností stará řídící CNS (Véle, 1995).

Díky působení gravitace je vzpřímené držení těla pro svalovou aktivitu i pro koordinační funkci řídicího NS náročnější, neboť její vliv musí být dokonale vyvažována. Už při představě pohybu je aktivován posturální systém. Reakcí je aktivita autochtonní muskulatury páteře. Pohyb je posturální funkcí předcházen, provázen i zakončován (Véle, 1995). Véle (Véle, 1997) pak říká, že pohyb je provázen posturou, jakoby byla jeho stínem. Nezanedbatelný vliv má též psychika a funkce vnitřních orgánů (Véle, 1995).

Aktivita krátkých svalů okolo klíčových kloubů, které společně s krátkými svaly podél páteře tvoří tzv. hluboký stabilizační systém a mají v sobě zakomponovanou rotační složku, jsou pro udržování vzpřímené polohy těla taktéž velmi důležité. Činnost hlubokého stabilizačního systému je podporována torzním pohybem páteře, kterého je dosahováno při chůzi. Tímto jsou tyto svaly posilovány.

Při nynějším stylu života, kdy převládají spíše sedavá zaměstnání a přirozená lokomoce – chůze je nahrazována dopravními prostředky, je hluboký stabilizační systém oslabován (Véle, 2004).

Chůze se podle Véleho (Véle, 1995) se jeví jako ideální kompenzace delšího stání či sezení.

## 5.14 Stabilita

*„Stabilita axiálního systému vyjadřuje stálost (tzv. strukturálních vlastností) a funkcí axiálního systému či schopnost jejich návratu do „fyziologického“ stavu po odeznění poruchy.“* (Kolektiv autorů, 1997)

Na stabilitu axiálního systému mají vliv nejen stabilizační vlastnosti osově kostry a trupu, ale také aspekt lokomoce a manipulace, což mj. reprezentuje zátěž a její historii. Ta má původ např. v pohybové činnosti sportovního typu. Stabilita trupu silně podléhá účinkům muskulatury trupu a respiračním funkcím (Kolektiv autorů, 1997).

Dylevský, Druga a Mrázková (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000) píší, že lidské tělo podléhá působení tří sil: gravitaci, síle svalů a tzv. „třetí síle“ – působení nárazů, deformační síly, apod. Zjednodušeně lze při základní analýze pohybu vycházet z představy, že působení jakékoli z uvedených sil na určitý segment těla se soustřeďuje do určitého bodu, těžiště. Proto je pro analyzování pohybu nutné těžiště těla a i jednotlivých segmentů předem určit.

*„Lidské tělo je článkované, segmentované a nehomogenní těleso. To znamená, že při každé změně polohy končetin, hlavy a trupu se mění nejen poloha těžiště příslušného segmentu, ale i umístění těžiště celého těla.“* (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000)

Stabilita těla je tedy podmíněna polohou těžiště a jakákoli nestabilní poloha vyžaduje silovou korekci – aktivní svalové úsilí. Stabilitu lze zvýšit zvětšením hmotnosti těla, snížením těžiště (ženy mají těžiště o něco níže než muži díky větší hmotnosti spodní poloviny těla), zvětšením podpěrné plochy anebo fixací tělních segmentů.

Tvar těla se vzhledem k pohyblivému obsahu vnitřního prostředí (jedná se soubor pevných, tekutých i plyných hmotných součástí) mění a v jeho základních vzpřímených polohách je značně nestabilní. Nestabilita typicky antigravitačních pozic se jeví jako nevýhoda, ale pokud je permanentně korigována, stává se z ní výhodná flexibilní mobilita, která je řízena CNS (Véle, 2006). Trvalou korekci nestability, svou vysokou aktivitou, zajišťují tzv. antigravitační svaly, jenž umožňují zaujetí a stabilizaci příslušné polohy (Dylevský, Druga a Mrázková, 2000).

Podle Dylevského, Drugy a Mrázkové (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000) se gravitační síla z kineziologického hlediska na lidském těle projevuje třemi způsoby: brzdí anebo podporuje pohyb, ovlivňuje postavení těla (nutí nás k zaujetí co nejstabilnější polohy) a minimalizuje své působení při provádění pohybu v horizontální rovině.

Stabilitu páteře Dylevský s Drugou a Mrázkovou (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000) definují jako *„schopnost fixovat klidovou konfiguraci danou tvarem obratlů i zakřivením páteře jako celku a toto základní postavení udržet při fyziologickém rozsahu pohybu.“* Stabilitu páteře rozdělují na statickou a dynamickou, podle toho, zda se jedná o „klidové“ udržení konfigurace páteře anebo jestli jde o fixaci změn, k níž dochází v průběhu pohybu.

Z hlediska osové stability lze na páteři vymezit tři nosné systémy – sloupce. Tento „trojnožkový“ systém stabilizuje celý axiální systém. Přední, nepárový sloupec je tvořen těly obratlů s meziobratlovými disky. Dva zadní sloupce jsou formovány párovými kloubními výběžky. Horizontální stabilizace trojsloupcového systému je zajištěna podélnými ligamenty a obratlovými oblouky. Trnové a příčné výběžky se podle sloupcové koncepce stability páteře na stabilizaci nepodílejí (Kolektiv autorů, 1997).

Do systému statické stabilizace páteře neodmyslitelně také patří pletence horní a dolní končetiny a kostra hrudníku. Za hlavní funkci systému statické stabilizace Dylevský, Druga a Mrázková (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000) považují ochranu míšních struktur a tlumení nárazů vznikajících při chůzi, skocích apod. na struktury CNS.

Dynamickou stabilitu páteře zabezpečují pružné axiální vazivové struktury a svaly. Vazivo tvoří fasciální obaly a úponové šlachy svalů, a proto jej můžeme považovat za jakýsi pružný „skelet“ svalů. Ve vazivu se také akumuluje část energie, kterou svaly při své aktivaci vyprodukují. Vazivo také díky své pružnosti působí jako tlumič nárazů vznikajících v průběhu náhlých pohybů. Přenos svalových kontrakcí, často i na velmi vzdálené struktury, je

zprostředkován taktéž přes ligamenta. Ploché a silné fascie místy plní funkci mechanické opory svalovým řetězcům (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000).

Véle (Véle, 2006) stabilizaci páteře rozděluje na flexibilní segmentovou a sektorovou, a to podle toho, zda jde o pružné spojení dvou sousedních obratlů meziobratlovou ploténkou, meziobratlovými klouby, vazivovými elementy a krátkými svaly, které Junghans nazývá segmentem. Pohybový segment může být uvažován jako funkční jednotka, která umožní vytvoření relativního punctum fixum pro sousední pohybující se segmenty (Véle, 2006).

Anebo zda se při zpevnění uplatňují svaly, které působí přes několik segmentů, aby stabilizovaly jednotlivé funkční sektory páteře (krční, hrudní, bederní). Celková stabilizace je zajišťována dlouhými svaly podél celé páteře (erector trunci), ta integruje funkci osového orgánu jako celku.

*„Osový orgán složený ze tří funkčně spojených úseků: hlavy, trupu a pánve zajišťuje dvě protichůdné činnosti: stabilizaci polohy jednotlivých celků (hold), ale i jejich vzájemný pohyb (move). Přitom stabilizační složka pohybu nejen předchází, ale současně jej provází a zakončuje. Stává se jako by stínem pohybu (podle Magnuse). Neurofyziologicky se projevuje stabilizační složka jako mírně omezující negativní zpětná vazba přispívající ke koordinaci a jistotě pohybu.“ (Véle, 2006)*

*„Pro udržení stability stoje je nutná schopnost fixace poloh kloubů na dolní končetině a té se dosahuje ve směru proximodistálním těmito způsoby:*

- 1. snižováním počtu os v kloubech ve směru distálním,*
- 2. tvarováním kostí (vidlice kotníků,)*
- 3. zpevněním kloubů mediálními a laterálními vazy.“ (Véle, 2006)*

Pohybové segmenty jsou stabilizovány krátkými svaly hluboké vrstvy podél páteře. Toto zpevnění Véle (Véle, 2006) nazývá segmentovou stabilizací polohy. Sektorovou stabilizaci zajišťují delší svaly více na povrchu, které propojují větší počet segmentů a dlouhé, silné svaly na povrchu zpevňují celý osový orgán – celková stabilizace polohy. K setrvání těla ve vzpřímené poloze přispívají svaly dolních končetin.

Podle vzdálenosti úponů od příslušné kloubní osy jsou svaly, které se podílejí na stabilizaci těla, děleny na záběrové (spurt muscles) a stabilizující (shunt muscles). Záběrové se vyznačují větším momentem záběru, neboť působí na pohybující se segment více kolmým

směrem a ve větší vzdálenosti od osy otáčení. Naopak stabilizující svaly obepínají kloub těsněji, působí na něj z malé vzdálenosti a paralelně s osou pohybujícího se segmentu. Díky tomu je hlavice kloubu vtlačována do jamky a kloub je tak stabilizován (Véle, 2006).

Krátké svaly v hlubokých vrstvách (shunt muscles) mezi sebou propojují jednotlivé pohybové segmenty páteře a tím ovlivňují jejich vzájemné postavení jsou Vélem (Véle, 1994) nazývány periartikulárními. Současně určují střední polohu kloubních plošek pro stabilizaci v centrální zóně. Tato poloha je označována jako centrovaná poloha – centrace kloubu. Součtem těchto pozic je dáno harmonicky vyrovnané postavení celého osového orgánu. Obdobnou funkcí se vyznačují i krátké periartikulární svaly okolo ramenního a kyčelního kloubu. *„Periartikulární svaly se podílejí na procesu udržování klidové střední polohy v rozsahu centrální zóny, prováděném neustálými drobnými oscilacemi kolem střední hodnoty.“* (Sedliská, 2007)

Funkční centrace svalů je řízena z CNS a probíhá jako celek. Centrování probíhá především z okohybných svalů, z nastavení krční páteře a nastavení kranální části horní končetiny.

#### Způsob stabilizace

Krátké intersegmentální svaly, především v oblasti atlantookcipitálního spojení a v horní páteři, obsahují vyšší počet svalových vřetének v objemové jednotce, oproti silnějším a delším svalům povrchovým. Stávají se tak citlivými senzory vzájemné polohy pohybových segmentů a jsou schopny signalizovat i nepatrné odchylky od střední polohy. Ty tak mohou být rychle korigovány. Harmonicky vyrovnanou polohu osového orgánu okolo střední zóny zajišťují svaly svou permanentní dynamickou činností. Tato aktivita označovaná jako vnitřní stabilizace v oblasti centrální zóny udržuje osový orgán v dynamické rovnováze harmonicky napřímené. Pokud, např. při ztrátě vědomí, aktivita svalů ustane, pak se celý stabilizační systém zhroutl. „Vnitřní stabilizace“ centrální zóny s minimálními oscilacemi okolo střední hodnoty je jakousi dynamickou bází, z níž vychází stabilizace polohy mimo oblast centrální zóny, označované jako vnější stabilizace. Podstatně hrubší stabilizace se projevuje znatelnými výchylkami (titubacemi) od středního postavení. Proprioreceptivní aference z vestibulárního aparátu, kloubů a svalů neustále skenuje polohu kloubů centrální zóny.

Dílní páteřní sektory jsou spojeny mohutnějšími povrchovými dlouhými svaly (spurt muscles) vyznačujících se fázičným charakterem pro vnější stabilizaci. Po krátký časový úsek

vyvíjí značné svalové úsilí a zabraňují tak pádu. Pokud poloha těla již není ve středním vyrovnaném postavení, akcidentálně se aktivují.

Např.: při dobře stabilizovaném vzpřímeném stoji vykazují zádové svaly jen nepatrnou svalovou činnost (EMG). Jakmile je však trup mírně předkloněn do pozice „výběřčího peněz“ zádové svalstvo, aby udrželo polohu mimo osu, se značně aktivuje. Předklon posturálně kompenzují dlouhé svaly, které svou aktivitou musí změnit konfiguraci těla tak, aby průmět těžiště byl opět v bezpečné ventrální zóně. Pokud je proveden hluboký předklon, činnost zádového svalstva mizí a nahrazuje ji zavěšení do ligament. Aktivní činností se ale vyznačuje svalstvo spojující pánev s dolními končetinami, také se mění sklon pánve i dolních končetin, aby se těžiště opět promítalo do střední zóny oporné báze.

#### Způsob práce posturálních svalů

Aby se neměnila poloha v kloubu a pracovní režim koaktivace vlivem zevní síly, pracují svaly izometricky, což je řízeno na supraspinální úrovni. Teprve postnatální vývoj CNS dovolí změnit míšní režim reciproční inhibice, který převládá po porodu, na režim kokontrakční, potřebný pro fixaci zaujaté pozice v kloubu.

Z výše uvedeného lze předpokládat, že udržování vzpřímeného držení i jiné výchozí polohy těla závisí na supraspinální úrovni řízení CNS. Ta umožní využít nejstarší spinální řídicí mechanismy jak k pohybům fyzickým, k nimž jsou původně určeny, tak i tonickému udržení zaujaté polohy tak, aby sloužily ať funkci posturální, tak i lokomoční. Neboť základ krokového mechanismu je instalován již na spinální úrovni režimem reciproční inhibice (Véle, 1994).



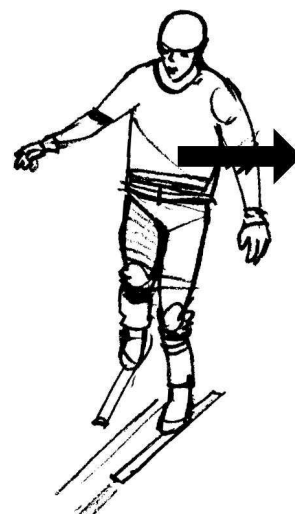
Obr.8:  
Kračmar,  
Vystrčilová, 2007

V případě živého lidského těla nelze mluvit o tvarové stabilitě, nýbrž o aktivní stabilizaci polohy těla na pevné podložce, případně o stabilizaci postury, tj. o udržení dané konfigurace pohyblivých částí (Véle, 2006).

*„Dynamická rovnováha je koordinační schopnost udržet rovnováhu i při pohybu.“ (Gilli, 1993)*

Ve stavu dynamické rovnováhy se podle Kračmara a Vystrčilové (Kračmar, Vystrčilová, 2007) člověk nachází např. při chůzi nebo běhu, kdy k neupadnutí napomáhá setrvačnost. Dráha největšího zatížení chodidla při chůzi se po našlápnutí na patu stěhuje na vnější stranu

chodidla a v přední části se vrací na halux pro dokončení odrazu (viz. Obr. 8). Pokud se zatížení na malíkovou stranu stěhuje ve stoji, vzniká pocit posturální nejistoty. Do této situace se běžec na lyžích při jednooporovém postavení dostává. Lyže se sice pohybuje vpřed, ale vůči ní je tělo ve stoji. Jezdec na lyžích si nevystačí s pocitem zatížení celé plošky chodidla, ale je nutné, aby se přesunul k zevní straně chodidla, jinak totiž bude stále stát na vnitřní hraně lyže a těžiště jeho těla se promítat mezi nohy. A tak, aby jezdec neupadl, se bude muset postavit i na druhou lyži. Zde se právě projevuje síla stereotypu stoje na obou končetinách.



Obr.9:  
Kračmar, Vystrčilová,  
2007

Trénovatelná schopnost (bez tréninku se vytrácí) dynamické rovnováhy je pro běh na lyžích klíčová, neboť bez ní nelze na lyžích projít fází skluzu, pro ekonomiku pohybu tak důležitou, a správně přenést hmotnost. Dynamická rovnováha je ale potřebná i pro

zvládnutí sjezdů, změn směru, přestoupení z jedné stopy do druhé, apod. (Gilli, 1993).

Odraz při klasické technice běhu na lyžích je odrazu při chůzi podobný, narozdíl od odrazu při bruslení (Kračmar, Vystrčilová, 2007).



Obr.10: Dynamická rovnováha v přípravě na odraz  
Gnad, Psotová, 2005

## 5.15 Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) se stala po druhé světové válce součástí neurologického vyšetření. Jedná se o přístrojovou metodu, která je založena na snímání elektrických potenciálů z příčně pruhovaného svalstva. Akční svalové potenciály lze snímat dvěma metodami. Buď elektrodami umístěnými přímo na kůži nad vyšetřovaným svaem - povrchovou elektromyografií (pEMG), anebo jehlovou elektromyografií pro vyšetření intramuskulární aktivity.

Pokud je zaznamenávána elektrická aktivita více svalů najednou, jedná se o polyelektromyografii, kde se využívá povrchových elektrod, neboť se nehodnotí přesný tvar akčních potenciálů, ale vzájemné časové vztahy mezi činnostmi analyzovaných svalů. Tato metoda je vhodná k hodnocení tzv. svalových vzorců, které se projevují při jednotlivých



pohybech, např. při chůzi, léčebné TV či pracovních činnostech. Lze tak rozpoznat vzorce nesprávné a přecvičovat je na vzorce správné. Nejčastěji se polyelektromyografie využívá v rehabilitačním lékařství a sportovní medicíně (Trojan, Druga, Pfeiffer, Votava, 1996).

Povrchová elektrická aktivita svalů je snímána pomocí povrchových elektrod, které umožňují zaznamenávat změny elektrických potenciálů, ke kterým dochází při svalové činnosti (Kasman, 2002).

Podle Novotného (Novotný, 2003) je transmembránový proud na úrovni sarkolemy zdrojem EMG signálu, jehož záznamem je elektromyogram. Obvykle se jedná vyjádření interferenčního vzorce. Ten vzniká překrytím sumačních potenciálů většího počtu motorických jednotek. „*Nejedná se o prostou sumaci elektrického napětí v daném okamžiku, ale o výsledek jejich interferencí v prostorovém vodiči - sval, kůže, elektrody.*“ (Rodová et al., 2001)

Pro zajištění přesného snímání záznamu povrchovými elektrodami je třeba snížit odpor kůže na minimum. Pokožka musí být suchá a také je doporučováno ji odmastit tukovým rozpouštědlem, případně ji skarifikovat abrazivní pastou. Aktivní snímací elektroda je umístěna nad svalovým bříškem, co nejbližší motorickému bodu. Referenční snímací elektroda je naopak aplikována nad šlachou svalu. Pro zajištění lepšího přenosu potenciálů se doporučuje aplikovat mezi elektrodu a kůži vodivý gel. Doporučovány jsou miskové elektrody, dobře připevněné na pokožku (např. leukoplasty nebo lze také využít samolepicích elektrod) (Kadaňka et al., 1994).

Podle De Lucy (De Luca, 1993) se jako optimální jeví aplikovat 10 mm dlouhou a 1 mm širokou elektrodu do vzdálenosti 10 mm. Obvyklá lokalizace elektrody je ve střední linii svalu přes největší svalové bříško anebo mezi motorickým bodem a šlachou.

Elektromyografický signál je nejčastěji zaznamenáván v pásmu 50 – 150 Hz (De Luca, 1993). Ten je dále zpracováván frekvenční filtrací, případně matematickou úpravou – rektifikací. Pro snížení vlivu umělého šumu je při měření využíváno frekvenčních filtrů. Šum je především důsledkem pohybu kabelů nebo nedostatečné fixace elektrod (Rodová et al., 2001).

*„Kineziologická SEMG se zabývá především vyšetřením svalové funkce během selektovaného i komplexního pohybu, sleduje koordinaci činnosti svalů, pozoruje speciální vliv a efekt tréninkových metod, terapeutických prvků, vztah velikosti elektromyografického signálu k síle, i únavě a vliv interakce zátěže či nástroje a svalové funkce.“ (Rodová et al., 2001)*

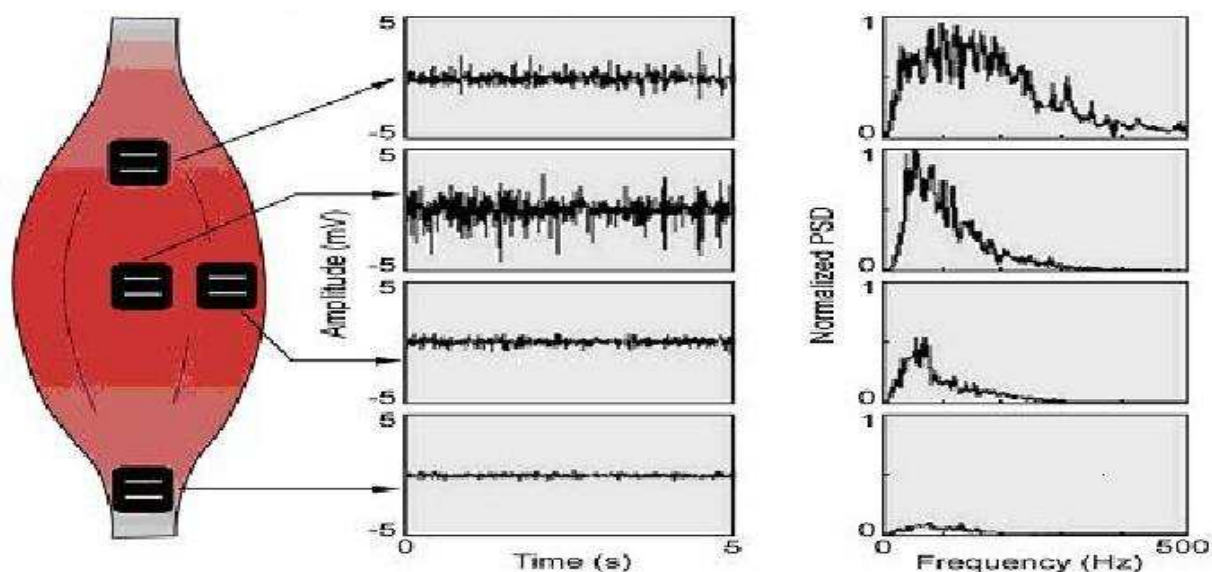
Snadný přístup k fyziologickým procesům přímo souvisejících s projevem pohybu a produkcí síly (De Luca, 1993), neinvazivnost a relativně jednoduchý postup provedení analýzy (Rodová et al., 2001) patří mezi pozitiva této metody.

Avšak podle Kellera (Keller, 1999) nelze jehlové invazivní vyšetření nahradit vyšetřením povrchovou elektrodou. Elektroda aplikovaná na povrchu kůže je totiž schopna registrovat potenciály svalových vláken pouze do hloubky 20 mm.

#### **5.15.1 Faktory mající vliv na pEMG signál**

EMG signál je ovlivněn mnoha fyziologickými, anatomickými i technickými faktory, a proto nelze přesně kvantitativně vyjádřit vztah mezi aktivitou svalu a záznamem. Pro efektivní využití signálu je nutná znalost jeho zdroje ovlivnění. De Luca (De Luca, 1997) rozlišuje tři kategorie zdrojů: kauzální (počet zapojených MJ, typ a průměr svalových vláken, hloubka a umístění jednotlivých svalů, vrstva podkožního tuku a kůže mezi elektrodou a MJ, velikost, tvar, lokalizace a vzdálenost elektrod), intermediální (vliv aktivity okolních svalů, softwarová filtrace, superpozice a kondukční rychlost akčních potenciálů) a determinující (počet aktivovaných a detekovaných MJ, stabilita náboru, amplituda, tvar a trvání jednotlivých sumačních potenciálů MJ, interakce svalových vláken).

Obr. 11 naznačuje vliv lokalizace elektrod na amplitudu a frekvenci spektra s ohledem na inervační zónu (vrchní elektroda), na rozhraní svalu a šlachy (spodní elektroda) a laterální hranu svalu (střední elektroda vpravo). Z obrázku se jako nevhodnější lokalizace elektrody jeví prostředek svalového břicha mezi nejbližší inervační zónou a spojnicí svalu se šlachou (střední elektroda vlevo), neboť záznamy z této oblasti mají nejlepši rozlišení (De Luca, 1997).



Obr.11: Ukázka správného umístění elektrod  
De Luca, 1997

### 5.15.2 Zpracování záznamu pEMG

Podle Horníka (Horník, 2009) základními typy zpracování EMG signálu jsou:

1. frekvenční filtrace – za použití filtrů lze získat signál ve zvoleném frekvenčním okně, v němž jsou vykresleny chtěné vlny a nechtěné potlačeny. Dufek (Dufek, 1995) uvádí tři základní filtry: low-pass filtry (pro frekvence nižší než 20Hz), high-pass filtry (pro frekvence vyšší než 500Hz) a tzv. notch filtry (odfiltrování síťové frekvence 50Hz, která také ruší záznam). Současně ale dochází k potlačení chtěného záznamu v odpovídající části spektra, což se jeví jako nevýhoda (Dufek, 1995).
2. rektifikace – z číselných hodnot EMG záznamu, které oscilují nad i pod bazální linií, jsou matematicky vyjádřeny absolutní hodnoty, tj. všechny hodnoty nabývají kladných hodnot. Následně je možné záznam analyzovat na základě průměrné *amplitudy* plochy pod křivkou plně usměrněného EMG signálu, průměrné frekvence, apod. (Rodová et al., 2001).

## 6. METODIKA VÝZKUMU

### 6.1 Obecná charakteristika výzkumu

Kineziologický obsah pohybu zvolených svalů dolní končetiny byl šetřen primární analytickou studií. Porovnáván byl vždy jeden celý pohybový cyklus dané lokomoce. Vzorovým pohybem, k němuž se porovnávání vztahuje byl zvolen běh na lyžích klasickou technikou a chůze, jakožto základní lokomoce člověka. Analýza spočívá ve sledování elektrických potenciálů měřených svalů dolní končetiny v průběhu zvolených posilovacích cvičení s využitím EMG a kinematické analýzy a následném porovnání s během na lyžích klasickou technikou a chůzí, které byly také podrobeny EMG a kinematické analýze.

Pro analyzování bylo využito komparace timingu nástupu a odeznění aktivací zkoumaných svalů dolní končetiny, posouzení průběhu EMG křivky s ohledem na výskyt lokálních maxim a zhodnocení střední hodnoty plochy pod EMG křivkou jednoho krokového cyklu.

Měřením získaná data byla po převedení do PC upravena speciálním programem KaZe5. Experiment se uskutečnil v kooperaci s katedrou sportů v přírodě FTVS UK v Praze.

### 6.2 Metodologická poznámka

Elektromyografie je metoda, jíž se využívá pro objektivizaci svalových funkcí. Avšak názory na ni jsou mnohdy rozporuplné, neboť je třeba si uvědomit, že není měřena svalová síla ani práce svalu, ale elektrický potenciál. Ten vzniká při aktivaci svalu a nejvěrněji ji ilustruje na topicky přesně určeném místě svalu. „*Z elektrického potenciálu usuzujeme na aktivitu motorické jednotky a z té na práci svalu.*“ (Kračmar et al., 2006)

Je také nutné si uvědomit:

1. Kvantitativní porovnávání výsledků je možné pouze na jedné osobě bez přelepování elektrod a bez velké časové prodlevy mezi měřeními (pocení, odlepení elektrod). Minimální možnost zobecnění výsledků se jeví jako nevýhoda této metody.
2. Pro analýzu pohybové činnosti je vhodné vybrat takového probanda, jenž disponuje vysokou mírou koordinace daného pohybu a s pevně fixovaným pohybovým stereotypem.
3. Při zapojení velkého počtu motorických jednotek dochází k vzájemné interferenci signálu, a dochází tak k deformaci křivky. Od zapojení asi 50% motorických

jednotek nestoupá (neroste) křivka dále lineárně. Není proto možné poměrné srovnání svalové aktivity. Lze však odvodit, zda se svalová práce jednoho svalu mezi dvěma různými aktivitami zvětšila či zmenšila.

4. Nelze poměrně posuzovat svalovou práci mezi dvěma různými svaly, neboť síla akčního potenciálu je ovlivněna vodivostí kůže (na různých částech těla je různá), vrstvou podkožního tuku či velikostí motorických jednotek (např. okohybné svaly vs. m. gluteus maximus).
5. Elektrody lze lokalizovat jen do jednoho určitého místa svalu. Popisujeme pak vlastně pouze aktivaci místa svalu, na němž je elektroda umístěna. *„Předpokládáme-li zřetězení svalových funkcí, pak při změně úhlu v kloubu se může posunout řetězec největšího zatížení v samotném svalu a znehodnotit tak výsledky měření. Východiskem je expertní vyhledání místa největší svalové kontrakce pro lokalizaci elektrod. Je samozřejmě nutné simulovat pohyb co nejvěrněji – tvar pohybu i charakteristika práce svalů ve smyslu kontrakce koncentrická vs. excentrická.“* (Kračmar et al., 2006)

### 6.3 Charakteristika sledovaného probanda

Pro měření byla vybrána lyžařka – běžkyně, která se běhu na lyžích dlouhodobě věnuje na poměrně vysoké výkonnostní úrovni. Je tedy zkušenou, technicky zdatnou probandkou, jež má pevně zafixované pohybové stereotypy jak při běhu na lyžích, tak i při posilovacích cvicích, neboť je ve své tréninkové přípravě využívá.

Výběr nebyl limitován ani věkem ani pohlavím a byl založen na základě dobrovolnosti a zájmu spolupracovat. Zpracování výsledků i jejich prezentace bylo anonymní.

### 6.4 Charakteristika místa provedení výzkumu

Měření bylo realizováno v Peci pod Sněžkou na chatě Mulda a v jejím okolí. Některá měření (chůze, jízda na kole, výstupy) proběhla ve vnitřních prostorách chaty, zbylá na Bobích loukách pod Pražskou a Kolínskou boudou v upravené lyžařské stopě jak pro klasickou techniku, tak i pro bruslení na lyžích.

## 6.5 Charakteristika použitých metod

Povrchové EMG měření bylo provedeno na svaích dolní končetiny, které se podílejí na lokomoci při běhu na lyžích a při posilovacích cvicích. Každé cvičení bylo měřeno dvakrát po dobu 20 sekund.

### Mobilní přístroj EMG

Elektrická aktivita svalů byla v průběhu experimentu zaznamenávána přenosným EMG přístrojem KaZe05 (viz. Obr. 12), vyvinutým na FTVS UK v Praze. Přenos elektrických impulsů ze svalů byl umožněn sedmi kanály. Osmý kanál tohoto přístroje sloužil k synchronizaci s videokamerou. Proband byl monitorován při běhu na lyžích klasickou technikou a při posilovacích cvicích. Předmětem konečného šetření byla aktivita svalů v průběhu jednoho pohybového cyklu (kroku).



Obr.12: Přenosné EMG zařízení KaZe05  
Sedliská, 2007

#### Technické specifikace:

*Výrobce a autor:* Karel Zelenka, UK  
FTVS v Praze

*Charakteristika:* nezávislý polyelektro -  
myografický mobilní přístroj pro snímání  
elektrického potenciálu svalů

*Počet měřících kanálů:* 8 (7 kanálů pro  
EMG měření potenciálů svalových  
skupin, 1 kanál pro synchronizaci  
s videozáznamem)

*Vzorkování:* 200Hz

*Frekvence:* 30 – 1200 Hz při 3dB/kanál

*Stupeň citlivosti:* nastavitelný v rozmezí 6 – 0,05 mV

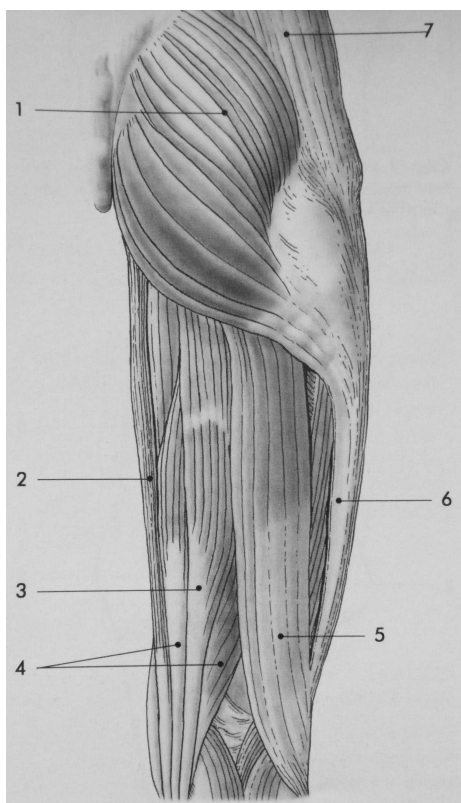
#### **Sledované svaly:**

Výběr svalů pro experiment byl proveden na základě popisu jejich funkce jak uvádí Čihák (Čihák, 2001), Janda (Janda, 1996) a Věle (Věle, 2006). Šetřeny byly svaly jedné strany.

Ke studii byly vybrány tyto svaly:

- m. gluteus maximus dx.
- m. gluteus medius dx.
- m. tensor fasciae latae dx.
- m. quadriceps femoris - vastus medialis dx.
- m. biceps femoris dx.
- m. tibialis anterior dx.
- m. gastrocnemius dx.

### Funkce měřených svalových skupin a lokalizace elektrod



Obr.13: Mm. femoris (zadní strana):  
m. gluteus maximus (1), m. biceps  
femoris (5), m. gluteus medius (7)  
Grim, Druga, 2001

#### M. gluteus maximus

*Začátek svalu:* lopata kyčelní, dorsálně od linea glutea posterior, okraj kosti křížové a kostrče, lig. sacrotuberale a povrchový list thorakolumbální fascie.

*Úpon svalu:* zadní okraj velkého trochanteru a pod ním tuberositas glutea. Část snopců se vzařuje do stehenní fascie a do tractus iliotibialis.

*Funkce:* zadní snopce – extenze a zevní rotace kyčelního kloubu

přední snopce – abdukce stehna

snopce s úponem na tuberositas glutea – addukce stehna (Čihák, 2001).

#### M. gluteus medius

*Začátek svalu:* zevní plocha lopaty kyčelní kosti mezi linea glutea posterior a linea glutea anterior, kraniálně až ke crista iliaca.

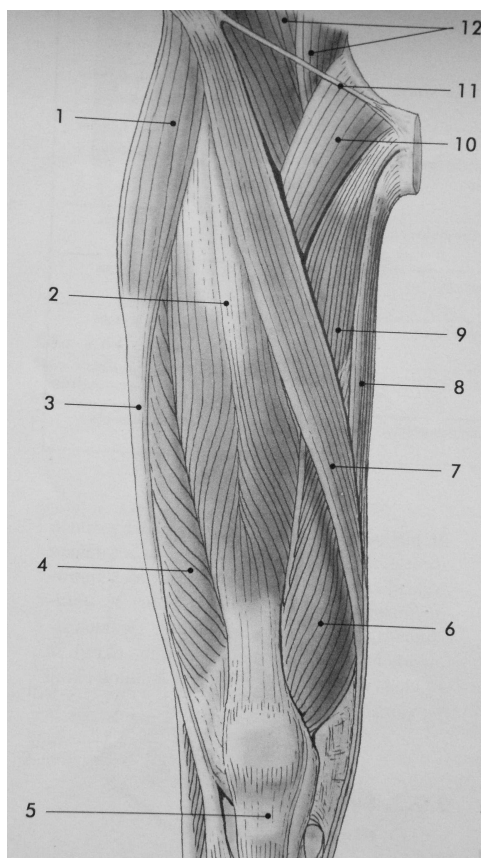
*Úpon svalu:* přední, horní a zadní okraj velkého

trochanteru.

*Funkce:* přední snopce – vnitřní rotace kyčelního kloubu

střední snopce - abdukce kyčelního kloubu

zadní snopce – zevní rotace kyčelního kloubu (Čihák, 2001).



Obr.14: Mm. femoris (přední skupina):  
m. tensor fasciae latae (1), m. vastus  
medialis (6)  
Grim, Druga, 2001

### **M. biceps femoris**

*Začátek svalu:* caput longum – tuber ischiadicum

caput breve – latium laterále lineae asperae

*Úpon svalu:* caput fibulae.

*Funkce:* flexe kolenního kloubu, zevní rotace bérce při flektovaném kolenu (Čihák, 2001).

### **M. quadriceps femoris - vastus medialis**

*Začátek svalu:* distálním část lineae intertrochanterica a latium mediale lineae asperae.

*Úpon svalu:* všechny čtyři části svalu quadriceps femoris (m. vastus medialis, vastus lateralis, vastus intermedius, rectus femoris) se spojují nad patelou a upínají se na patelu. Ta je svou přední plochou do úponové šlachy zavzata. Ligamentum patellae tvoří vlastní úpon svalu.

*Funkce:* extense kolenního kloubu (Čihák,

2001).

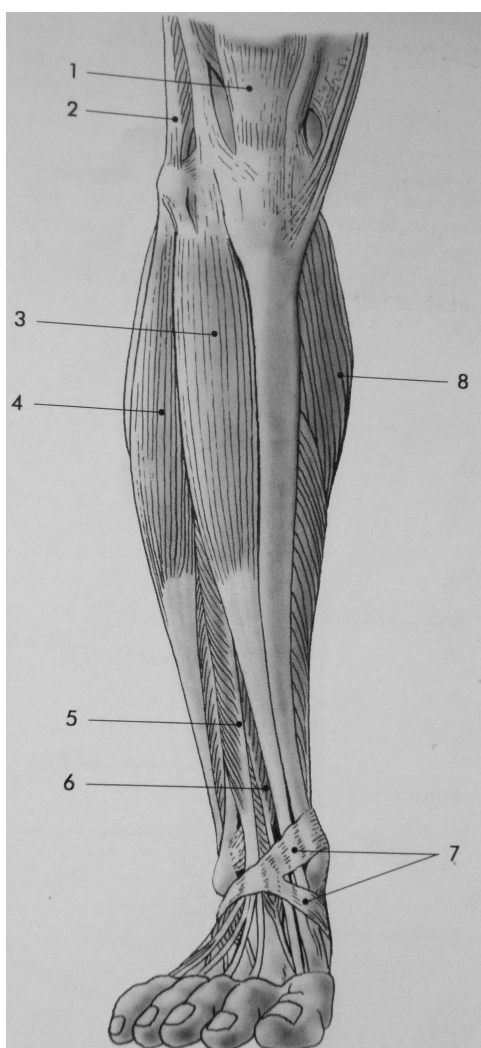
### **M. tensor fasciae latae**

*Začátek svalu:* zevní plocha kyčelní kosti při spina iliaca anterior superior.

*Úpon svalu:* svalové břicho sahá až do konce horní čtvrtiny stehna, pak se upíná do tractus iliotibialis a jeho prostřednictvím až na zevní plochu laterálního kondylu tibie.

*Funkce:* pomocný flexor, abduktory a vnitřní rotátor kyčelního kloubu (Čihák, 2001).





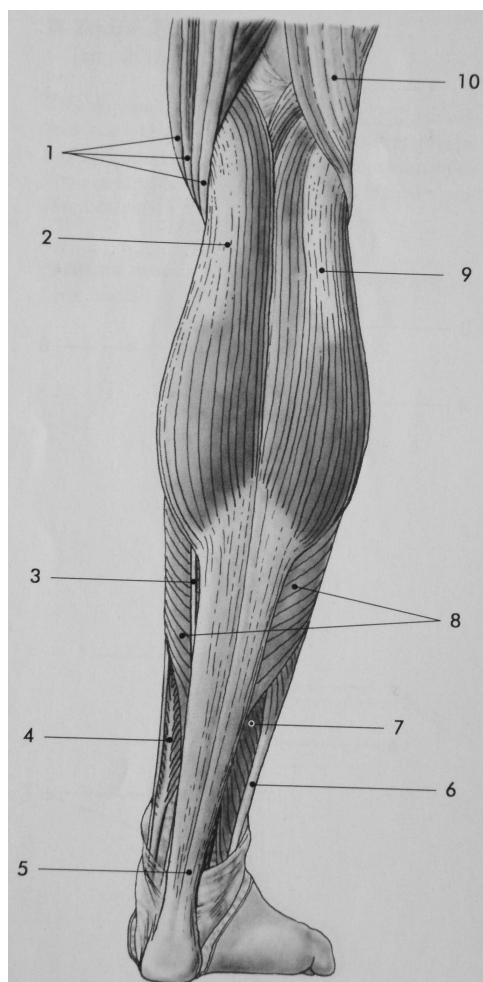
Obr.15: Mm. Cruris (přední strana):  
m. biceps femoris (2), m. tibialis  
anterior (3), m. gastrocnemius (8)  
Grim, Druga, 2001

### **M. tibialis anterior**

*Začátek svalu:* proximální dvě třetiny laterální plochy tibie a přilehlá část membrana interossea.

*Úpon svalu:* plantární strana os cuneiforme mediale a baze 1. metatarsu.

*Funkce:* dorsální flexe (extenze) nohy a vytáčení tibiálního okraje nohy vzhůru – supinace nohy (Čihák, 2001).



Obr.16: Mm. Cruris (zadní strana):  
m. gastrocnemius – caput mediale (2),  
m. gastrocnemius – caput laterale (9)  
Grim, Druga, 2001

### **M. gastrocnemius**

*Začátek svalu:* horní okraje obou kondylů femuru

*Úpon svalu:* obě hlavy (*caput mediale* a *caput laterale*) distálně přecházejí v mohutnou šlachu - *tendo calcaneus* (*tendo Achillis*), upnutou na tuber calcanei.

*Funkce:* pomocná flexe nohy (Čihák, 2001).

### **Výběr pohybu a popis místa pro měření**

EMG měřením byl sledován střídavý běh na lyžích dvoudobý do mírného kopce se sklonem cca 10° v upravené lyžařské stopě v Peci pod Sněžkou na Bobí louce před Kolínskou boudou. Na tomto místě, ale v bruslařské části stopy, byla sledována aktivita svalů při NPC. Pro měření imitace a běhu s holemi byl vybrán svah o větším sklonu, cca 15°, pod Pražskou boudou. Šetření cyklistického pohybu a volné bipedální chůze proběhlo ve vnitřních prostorách chaty Mulda. Pro analýzu cyklistického kroku byl instalován cyklistický trenažér, tzv. trojnožka, do který umožňuje rychlé a bezpečné využití vlastního kola. Chůze byla sledována na rovné podložce a bez obuvi.

### **Popis použitého vybavení**

Pro běh na lyžích bylo využito optimálně namazaných klasických závodních lyží Madshus hypersonic délky 205cm, vázání Rottefella a klasických bot Madshus, které měl proband na nohou také při imitaci, běhu s holemi a NPC. Karbonové hole Swix délky 152,5cm byly probandovi oporou nejen při běhu na lyžích, ale též při imitaci a běhu s holemi. Do cyklotrenažéru bylo instalováno horské kolo značky Author Traction s velikostí rámu 19'' osazené komponenty Shimano Deore a Deore XT. Proband měl cyklistické boty značky Axon s nášlapným SPD systémem.

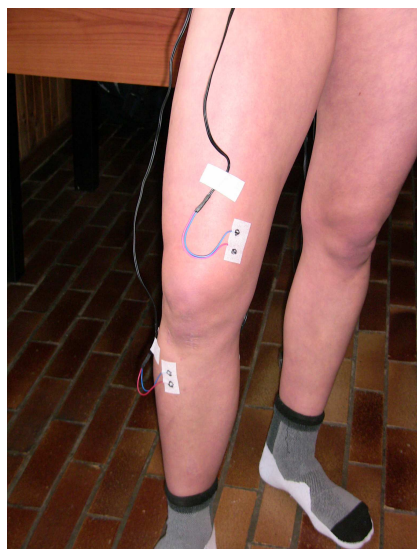
Veškerou výstroj a výzbroj použil proband vlastní, což předurčilo optimální provedení jednotlivých pohybů.

#### **6.5.1 Popis techniky měření**

Nejprve byly stanoveny nejvhodnější body na těle probanda, kam povrchové elektrody aplikovat. K výběru bylo využito fyzioterapeutických vyšetřovacích postupů (svalový test podle Jandy, simulace požadovaného pohybu a současná palpce svalů). Poté byly na označená místa elektrody umístěny a byla provedena kalibrace přístroje.

Před vlastním měřením bylo provedeno několik zkušebních testů pro získání reliability výsledků. Celkový časový rozptyl měření jednoho probanda byl asi 3 hodiny.

### 6.5.2 Lokalizace elektrod



*Obr.17.: Lokalizace elektrod na m. vastus med.dx a m. tibialis ant.dx*



*Obr.18.: Lokalizace elektrod na m. gluteus max. dx, m. gluteus med. dx, m. tensor fasciae lat. dx, m. biceps fem. dx a m. gastrocnemius dx*

## 6.6 Korelace a regrese

Studium závislosti veličin je považováno za základní statistické úlohy. Metody, které zachycují těsnost vzájemné vazby daných veličin jsou označovány jako korelace. „*Protože těsnost vazby veličin je mírou jejich schopnosti vzájemně o sobě vypovídat, musí hrát korelace zásadní roli při hledání způsobu, jak ze znalosti stavu jedné veličiny usuzovat na stav jiné veličiny.*“ (Komenda, 1997) Tedy při řešení možností přenosu informace a predikci. Řešení takovýchto úloh je nazýváno regresí. Jedná se o funkci, která umožňuje usuzovat ze znalosti jedné veličiny (nezávisle proměnná, regresor) na veličinu závisle proměnnou (regressand, odpověď) (Komenda, 1997).

### 6.6.1 Test nezávislosti nominálních znaků

Pro ověření hypotézy nezávislosti nominálních znaků X, Y lze užít testového kritéria  $\chi^2$  - kvadrát. Jestliže hypotéza platí, pak by se empiricky pozorované četnosti  $n_{ij}$  ( $i = 1, 2, \dots, r$ ;  $j = 1, 2, \dots, s$ ) neměly příliš odchylovat od teoreticky (tj. za platnosti  $H_0$ ) očekávaných četností  $n_i \cdot n_j / n$ .

Při platnosti  $H_0$  má testové kritérium

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^r \sum_{j=1}^s \frac{\left( n_{ij} - \frac{n_i \cdot n_j}{n} \right)^2}{\frac{n_i \cdot n_j}{n}}$$

přibližně  $\chi^2$  – rozdělení o  $(r - 1)(s - 1)$  stupních volnosti. Na tomto je založen test nezávislosti (Komenda, 1997).

### 6.6.2 Pořadový koeficient nezávislosti

Pro vyjádření stupně závislosti a testování hypotézy nezávislosti veličin měřených na ordinálních škálách lze využít Spearmanova korelačního koeficientu.

„*Kritický obor testu je tvořen relativně vysokými kladnými nebo relativně nízkými zápornými hodnotami koeficientu R. Hranice kritického oboru testu závisí na rozsahu výběru.*“ (Komenda, 1997)

### 6.6.3 Pearsonův korelační koeficient

„Má - li dvojice náhodných veličin  $X$ ,  $Y$  alespoň přibližně 2 – rozměrné normální rozdělení, je její pravděpodobnostní hustota určována jednak středními hodnotami  $E(X)$ ,  $E(Y)$  a rozptyly  $D(X)$ ,  $D(Y)$  veličin  $X$  a  $Y$ , ale také jejich korelačním koeficientem  $\rho_{XY}$ .  $0 \leq \rho_{XY} \leq 1$ ; ten vyjadřuje jejich těsnost závislosti  $X$  a  $Y$ .“ (Komenda, 1997)

$$r_{XY} = \frac{\text{cov}(X, Y)}{s_x \cdot s_y} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x}) \cdot (y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum (x_i - \bar{x})^2 \cdot \sum (y_i - \bar{y})^2}}$$

Stupeň závislosti veličin  $X$ ,  $Y$  je Pearsonovým koeficientem měřen v intervalu  $\langle -1; 1 \rangle$ . Hodnoty blízké nule svědčí o tom, že sledované veličiny  $X$ , resp.  $Y$  nenesou žádnou informaci o veličině  $Y$ , resp.  $X$  (Komenda, 1997).

Hodnoty koeficientu blízké  $\pm 1$  vypovídají o blízkém lineárním vztahu  $X$  a  $Y$ . Záporné znaménko korelace vyjadřuje, že na měřených objektech jsou vysoké hodnoty veličiny  $X$  provázeny spíše nízkými hodnotami  $Y$  (a opačně). Kladná korelace dokazuje, že na objektech s vysokými hodnotami jedné veličiny lze očekávat výskyt spíše vysokých hodnot i u veličiny druhé (Komenda, 1997).

Grafickým vyjádřením korelačního koeficientu je regresní přímka. Regresní přímka rovnoběžná s osou  $X$  vyjadřuje nulovou korelaci, pokud je hodnota korelace  $\pm 1$ , bude regresní přímka úhlopříčkou čtverce.

Pro dva náhodné vektory  $\mathbf{X} = (X_1, \dots, X_n)'$ ,  $\mathbf{Y} = (Y_1, \dots, Y_n)'$  lze definovat korelační matici  $\text{cor}(\mathbf{X}, \mathbf{Y})$ , jejímiž prvky jsou korelační koeficienty  $\rho_{X_i Y_j}$   $i, j = 1, \dots, n$ . Místo  $\text{cor}(\mathbf{X}, \mathbf{X})$  se píše  $\text{cor} \mathbf{X}$  (Antoch, 1992).

Může nastat případ, kdy hodnota korelačního koeficientu  $\rho_{XY}$  je vysoká, ne však vlivem přímé závislosti mezi veličinami  $X$ ,  $Y$ , ale jako následek toho, že obě veličiny jsou ovlivněny tímž náhodným faktorem  $\mathbf{Z} = (Z_1, \dots, Z_n)'$ . Pro eliminování vlivu faktoru  $\mathbf{Z}$  se užívá výpočet parciálního koeficientu korelace  $\rho_{X,Y,Z}$  náhodných veličin  $X$ ,  $Y$  při pevném  $\mathbf{Z}$ .

## 6.7 Způsob vyhodnocení a interpretace dat

Po skončení měření elektrické aktivity vybraných svalů byly záznamy z vnitřní paměti přístroje KaZe05 převedeny do přenosného PC, upraveny softwarem KaZe05 a exportovány do programu Microsoft Excel.

Vyhodnocení dat je provedeno prostřednictvím srovnání hodnot v korelačních maticích jednotlivých sledovaných aktivit. Matice obsahují korelace EMG křivky mezi jednotlivými měřeními svaly.

Pro evaluaci EMG křivky byla zvolena metoda výpočtu obsahu plochy pod křivkou plně usměrněného elektromyografického signálu. Číselná hodnota tohoto údaje (v jednotkách milivoltvzorek [ $\text{mV} \cdot \text{vzorek}$ ]) odpovídá vykonané práci jednotlivých svalů. Pro výpočet plochy pod křivkou byla zvolena obdélníková metoda.

Před vlastním počítáním obsahů ploch pod křivkami jsme museli ještě převést naměřená data na vlastní reálné hodnoty elektromagnetického napětí v jednotlivých svalech. Pro tento převod jsme použili vzorce:

$$(0 - 255) * 0,009741 * \text{např. } 0,001 = \text{reálné napětí ve svalu v daném bodě}$$

Interval hodnot, kterých mohou nabývat naměřená data.

Koeficient, kterým musíme násobit naměřená data. Byl vypočítán podílem hodnoty referenčního napětí diody, která je součástí přístroje,

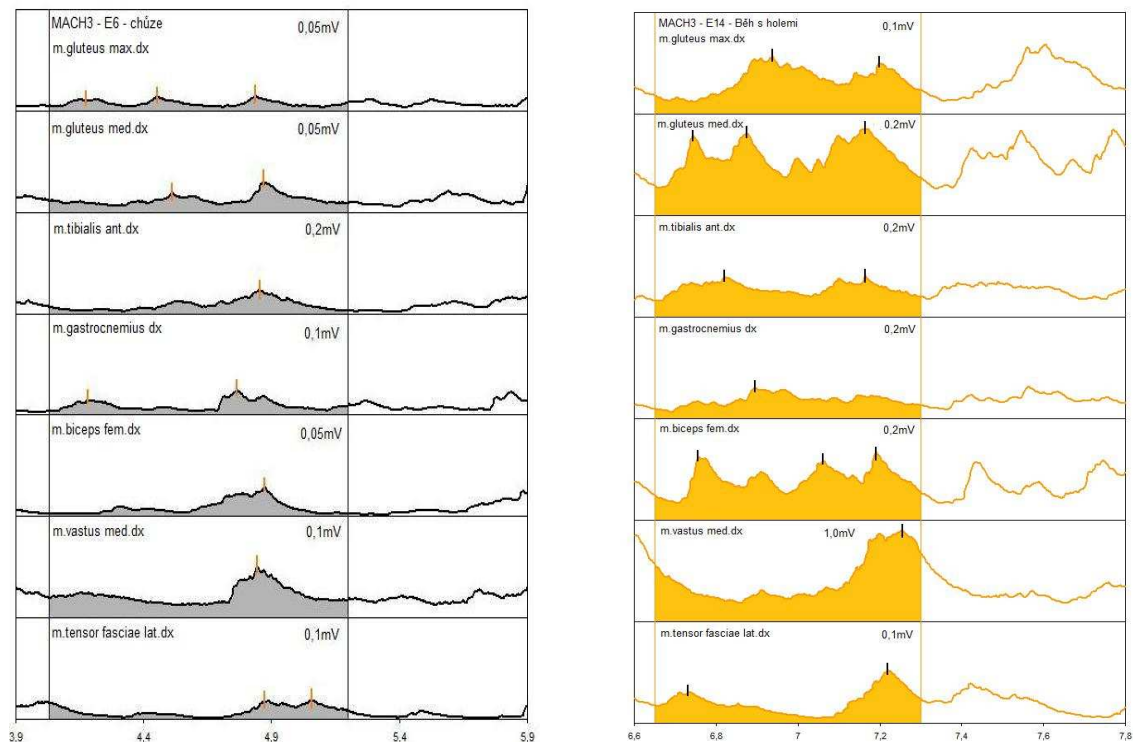
a maximálním možným rozsahem dat 255.  
 $(V_{\text{REF}} = 2,484 \text{ [V]})$   
 $k = V_{\text{REF}} / 255$   
 $k = 0,009741 \text{ [V]}$

Pomocí přepínače před vlastním měřením, ale i během něho, volíme citlivost, tak aby křivka nedosáhla saturace. Tento přístroj disponuje škálou takové citlivosti: 0.05 mV; 0.1 mV; 0.2 mV; 0.5 mV; 1mV a 2 mV.

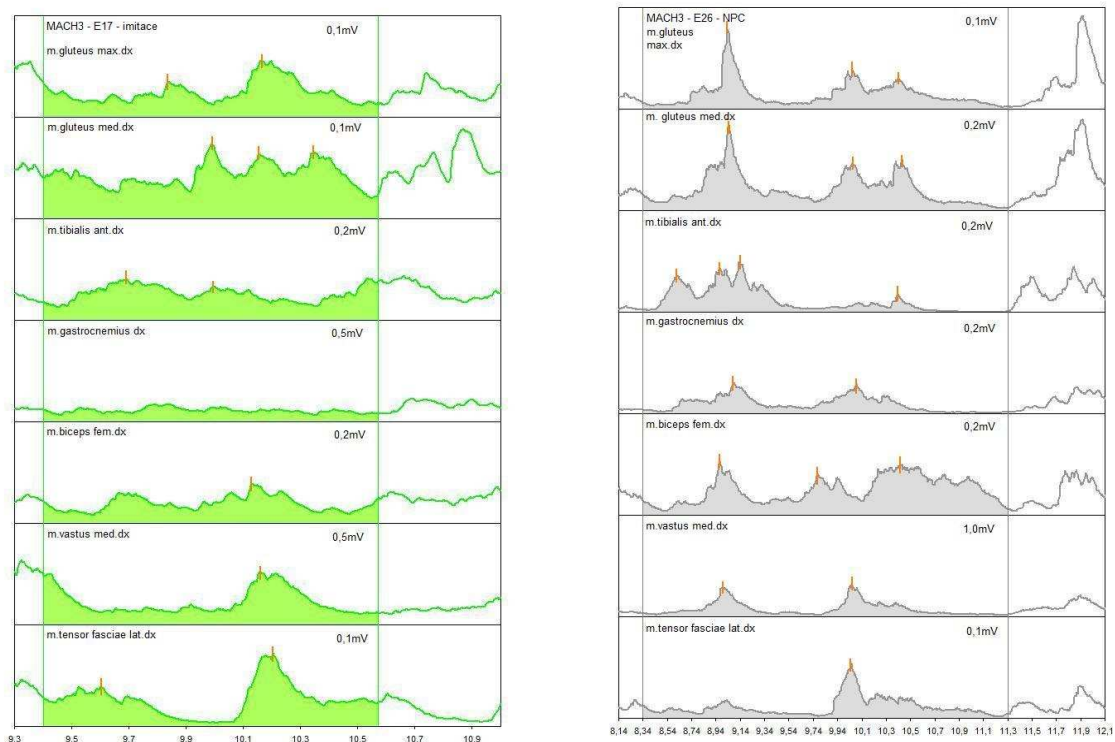
*Obr.19: Vzorec pro výpočet plochy pod EMG křivkou*

## 7. VÝSLEDKY PRÁCE

### 7.1 Intraindividuální porovnání EMG záznamu

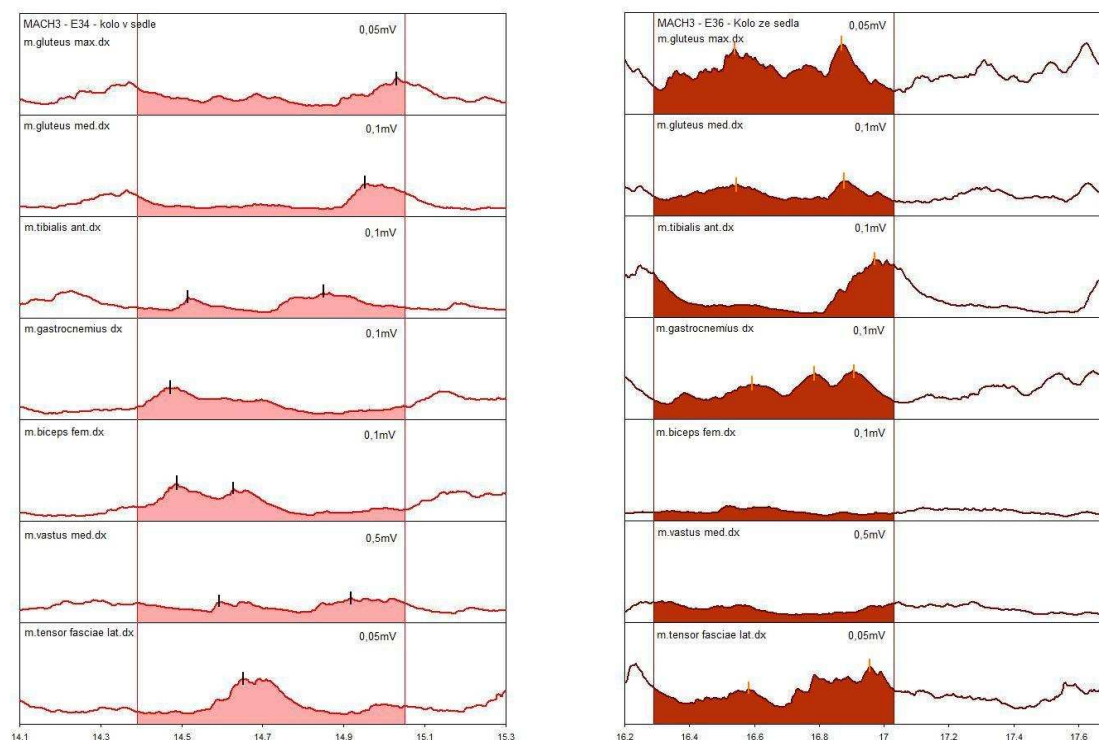


Graf 1: Intraindividuální porovnání ploch pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu při volné bipedální chůzi a při běhu s holemi.

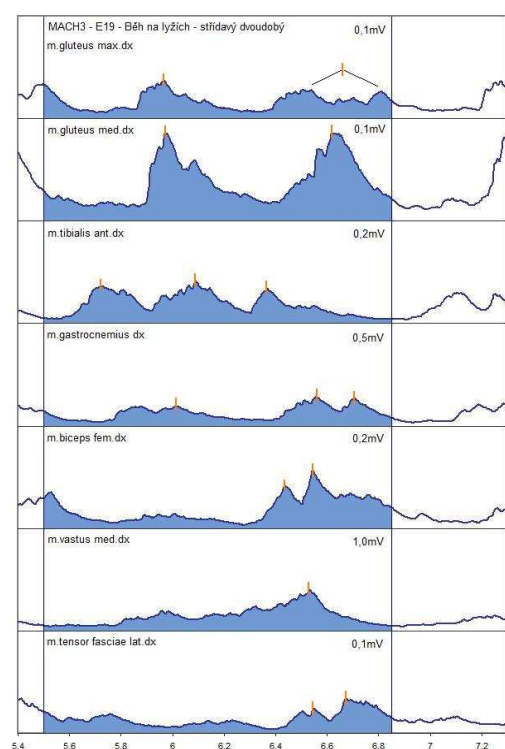


Graf 2: Intraindividuální porovnání ploch pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu při imitaci a NPC



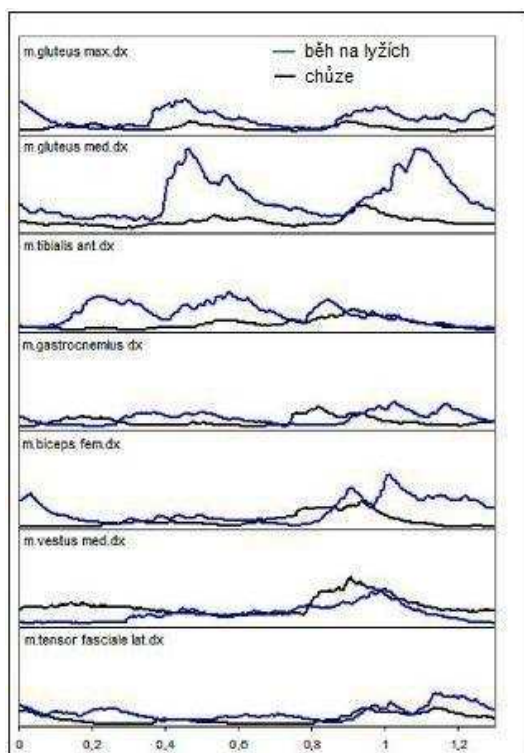


*Graf 3: Intraidividuální porovnání ploch pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu při jízdě na kole v sedle a ze sedla*

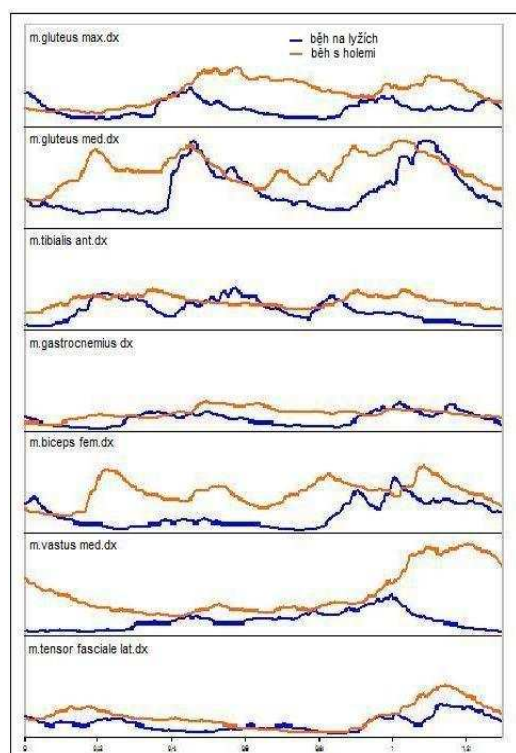


*Graf 4: Plocha pod EMG křivkou v rámci jednoho krokového cyklu při běhu na lyžích*

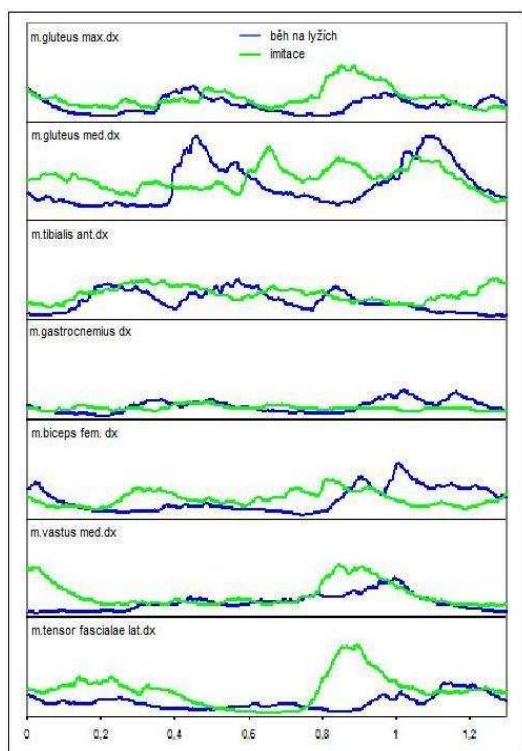




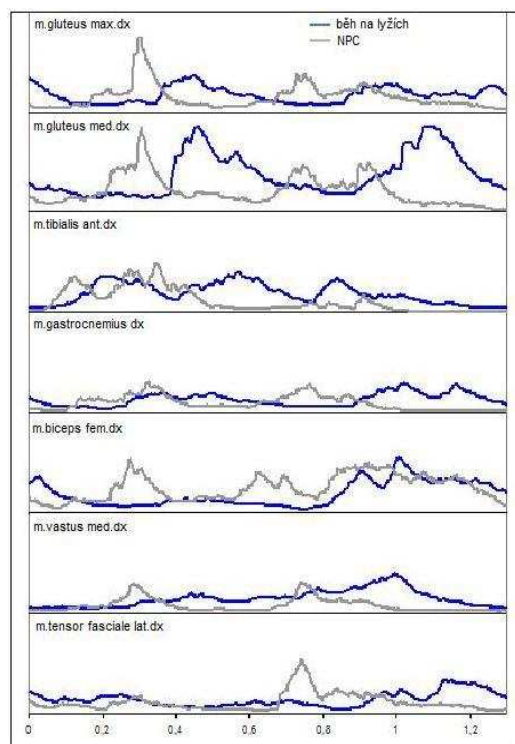
*Graf 5: Intraindividuální porovnání EMG záznamu v průběhu jednoho krokového cyklu se sjednocenou časovou osou: běh na lyžích & chůze*



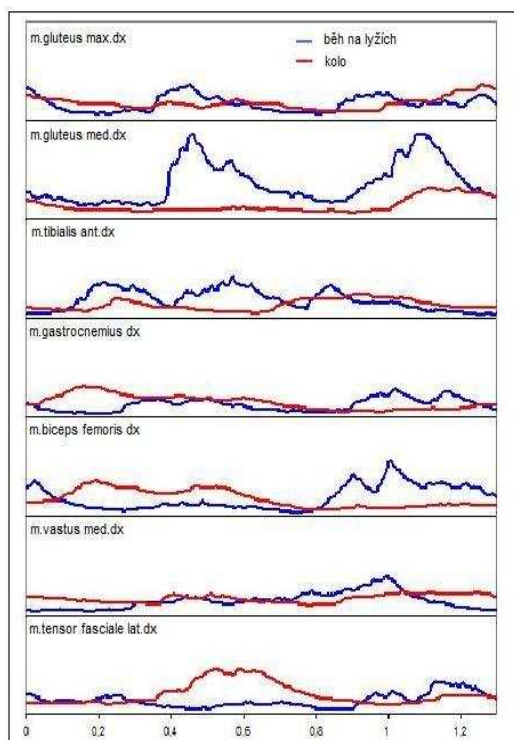
*Graf 6: Intraindividuální porovnání EMG záznamu v průběhu jednoho krokového cyklu se sjednocenou časovou osou: běh na lyžích & běh s holemi*



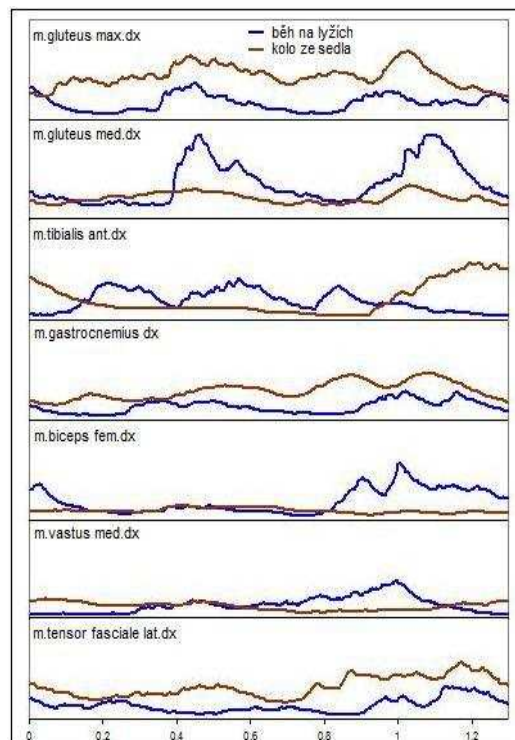
*Graf 7: Intraindividuální porovnání EMG záznamu v průběhu jednoho krokového cyklu se sjednocenou časovou osou: běh na lyžích & imitace*



*Graf 8: Intraindividuální porovnání EMG záznamu v průběhu jednoho krokového cyklu se sjednocenou časovou osou: běh na lyžích & NPC*

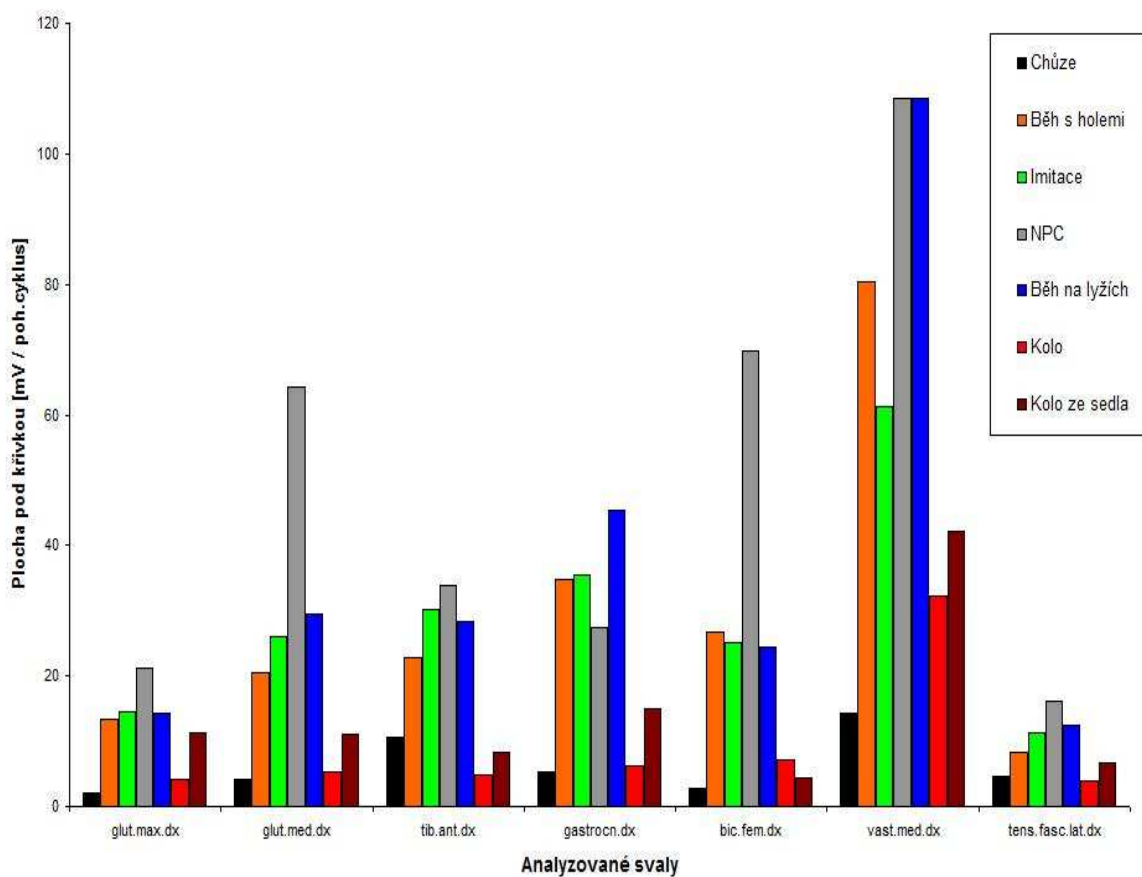


*Graf 9: Intraindividuální porovnání EMG záznamu v průběhu jednoho krokového cyklu se sjednocenou časovou osou: běh na lyžích & kolo v sedle*



*Graf 10: Intraindividuální porovnání EMG záznamu v průběhu jednoho krokového cyklu se sjednocenou časovou osou: běh na lyžích & kolo ze sedla*

## 7.2 Velikost plochy pod EMG křivkou



Graf 11: Střední velikost plochy pod EMG křivkou sledovaných aktivit na jeden pohybový cyklus

### 7.3 Pořadí lokálních maxim EMG křivky

Pohyb	Chůze	Běh s holemi	Imitace	NPC	Lyže - střídák	Kolo	Kolo ze sedla
Sval							
<b>m. gluteus max. dx</b>	1 – 2; 3; 6 – 8	7; 11 – 12	6 – 9; 3	5 – 7; 10 – 13; 15 – 18	2 – 3; 12 – 13	10	7 – 8; 2 – 3
<b>m. gluteus med. dx</b>	9 – 10; 4	9 – 10; 2; 5 – 6	4 – 5; 11; 6 – 9	5 – 7; 15 – 18; 10 – 13	12 – 13; 2 – 3	9	7 – 8; 2 – 3
<b>m. tibialis ant. dx</b>	6 – 8	5; 9 – 10	2; 4 – 5	8; 2 – 4; 1; 15 – 18	5; 1; 6	7; 3	11
<b>m. gastrocnemius dx</b>	5; 1 – 2	5 – 6	<i>Tonizační fce</i>	5 – 7; 14	8 – 11; 15; 4	1 – 2	9 – 10; 6; 4 – 5
<b>m. biceps femoris dx</b>	9 – 10	11 – 12; 3; 8	6 – 9	2 – 4; 15 – 18; 9	8 – 11; 7	1 – 2; 5 – 6	1; 13
<b>m. vastus med. dx</b>	6 – 8	14	6 – 9	10 – 13; 2 – 4	8 – 11	8; 4	<i>Tonizační fce</i>
<b>m. tensor fasc. latae dx</b>	11	13; 1	10; 1	10 – 13	14; 8 – 11	5 – 6	9 – 10; 4 – 5

Tab.1.: Pořadí lokálních maxim EMG křivky

## 7.4 Korelační matice EMG křivek

Významné hodnoty korelační matice křivek EMG:

1,0 – 0,7 – významně vysoká míra korelace (žlutě)

0,7 – 0,3 – středně vysoká míra korelace (modře)

0,3 – 0 – nevýznamná míra korelace (bíle)

Záporné hodnoty uvedené v tabulce vyznačují práci svalů proti sobě.

### Chůze

Sval	m. gluteus max. dx	m. gluteus med. dx	m. tibialis ant. dx	m. gastrocnemius dx	m. biceps femoris dx	m. vastus med. dx	m. tensor fasc. latae dx
m. gluteus max. dx	1	0,157	0,067	0,245	-0,007	0,137	0,110
m. gluteus med. dx		1	0,642	0,191	0,393	0,478	0,760
m. tibialis ant. dx			1	0,476	0,670	0,436	0,426
m. gastrocnemius dx				1	0,500	0,297	0,161
m. biceps femoris dx					1	0,516	0,265
m. vastus med. dx						1	0,551
m. tensor fasc. latae dx							1

Tab. 2.: Korelační matice EMG mezi sledovanými svaly - chůze

**Z tab. 2. je patrná:**

- Vysoká míra korelace mezi svaly:
  - m. gluteus med.dx - m. tensor fasciae latae dx
- Střední míra korelace mezi svaly:
  - m. gluteus med.dx – m. tibialis anterior dx
  - m. gluteus med.dx - m. biceps femoris dx
  - m. gluteus med.dx - m. vastus medialis dx

- m. tibialis anterior dx - m. gastrocnemius dx
- m. tibialis anterior dx - m. biceps femoris dx
- m. tibialis anterior dx - m. vastus medialis dx
- m. tibialis anterior dx - m. tensor fasciae latae dx
- m. gastrocnemius dx – m. biceps femoris dx
- m. biceps femoris dx - m. vastus medialis dx
- m. vastus medialis dx - m. tensor fasciae latae dx

### Běh s holemi

Svaly	m. gluteus max. dx	m. gluteus med. dx	m. tibialis ant. dx	m. gastrocnemius dx	m. biceps femoris dx	m. vastus med. dx	m. tensor fasc. latae dx
m. gluteus max. dx	1	0,182	0,066	0,717	0,169	0,015	-0,062
m. gluteus med. dx		1	0,340	0,443	0,539	0,097	0,241
m. tibialis ant. dx			1	0,197	0,229	-0,102	0,251
m. gastrocnemius dx				1	0,435	-0,026	-0,049
m. biceps femoris dx					1	0,177	0,152
m. vastus med. dx						1	0,694
m. tensor fasc. latae dx							1

Tab. 3.: Korelační matice EMG mezi sledovanými svaly – běh s holemi

### Z tab. 3. je patrná:

- Vysoká míra korelace mezi svaly:
  - m. gluteus max.dx – m. gastrocnemius dx
- Střední míra korelace mezi svaly:
  - m. gluteus med.dx - m. tibialis anterior dx
  - m. gluteus med.dx - m. gastrocnemius dx

- m. gluteus med.dx - m. biceps femoris dx
- m. gastrocnemius dx – m. biceps femoris dx
- m. vastus medialis dx - m. tensor fasciae latae dx

### Imitace

Svaly	m. gluteus max. dx	m. gluteus med. dx	m. tibialis ant. dx	m. gastrocnemius dx	m. biceps femoris dx	m. vastus med. dx	m. tensor fasc. latae dx
m. gluteus max. dx	1	0,150	0,179	0,518	0,417	0,281	0,259
m. gluteus med. dx		1	-0,071	0,284	0,241	0,333	0,142
m. tibialis ant. dx			1	0,210	0,544	-0,083	0,293
m. gastrocnemius dx				1	0,384	0,092	0,040
m. biceps femoris dx					1	0,260	0,260
m. vastus med. dx						1	0,639
m. tensor fasc. latae dx							1

Tab.4.: Korelační matice EMG mezi sledovanými svaly - imitace

### Z tab. 4. je patrná:

- Střední míra korelace mezi svaly:
  - m. gluteus max.dx - m. gastrocnemius dx
  - m. gluteus med.dx - m. vastus medialis dx
  - m. tibialis anterior dx - m. biceps femoris dx
  - m. gastrocnemius dx – m. biceps femoris dx
  - m. vastus medialis dx - m. tensor fasciae latae dx



## NPC

Svaly	m. gluteus max. dx	m. gluteus med. dx	m. tibialis ant. dx	m. gastrocnemius dx	m. biceps femoris dx	m. vastus med. dx	m. tensor fasc. latae dx
m. gluteus max. dx	1	0,762	0,259	0,683	0,523	0,730	0,529
m. gluteus med. dx		1	0,253	0,677	0,475	0,770	0,631
m. tibialis ant. dx			1	0,460	-0,078	0,312	0,016
m. gastrocnemius dx				1	0,304	0,797	0,531
m. biceps femoris dx					1	0,313	0,316
m. vastus med. dx						1	0,726
m. tensor fasc. latae dx							1

Tab.5.: Korelační matice EMG mezi sledovanými svaly - NPC

### Z tab. 5. je patrná:

- Vysoká míra korelace mezi svaly:
  - m. gluteus max.dx – m. gluteus med.dx
  - m. gluteus max.dx - m. vastus medialis dx
  - m. gluteus med.dx - m. vastus medialis dx
  - m. gastrocnemius dx - m. vastus medialis dx
  - m. vastus medialis dx - m. tensor fasciae latae dx
- Střední míra korelace mezi svaly:
  - m. gluteus max.dx - m. gastrocnemius dx
  - m. gluteus max.dx - m. biceps femoris dx
  - m. gluteus max.dx - m. tensor fasciae latae dx
  - m. gluteus med.dx - m. gastrocnemius dx
  - m. gluteus med.dx - m. biceps femoris dx

- m. gluteus med.dx – m. tensor fasciae latae dx
- m. tibialis anterior dx - m. gastrocnemius dx
- m. tibialis anterior dx - m. vastus medialis dx
- m. gastrocnemius dx – m. biceps femoris dx
- m. gastrocnemius dx - m. tensor fasciae latae dx
- m. biceps femoris dx - m. biceps femoris dx
- m. biceps femoris dx - m. tensor fasciae latae dx

### Běh na lyžích

Svaly	m. gluteus max. dx	m. gluteus med. dx	m. tibialis ant. dx	m. gastrocnemius dx	m. biceps femoris dx	m. vastus med. dx	m. tensor fasc. latae dx
m. gluteus max. dx	1	0,661	-0,118	0,679	0,564	0,275	0,380
m. gluteus med. dx		1	0,047	0,602	0,374	0,227	0,276
m. tibialis ant. dx			1	-0,133	-0,292	0,119	-0,448
m. gastrocnemius dx				1	0,680	0,533	0,550
m. biceps femoris dx					1	0,420	0,572
m. vastus med. dx						1	0,065
m. tensor fasc. latae dx							1

Tab. 6.: Korelační matice EMG mezi sledovanými svaly – lyže – střídák

### Z tab. 6. je patrná:

– Střední míra korelace mezi svaly:

- m. gluteus max.dx – m. gluteus med.dx
- m. gluteus max.dx - m. gastrocnemius dx
- m. gluteus max.dx - m. biceps femoris dx
- m. gluteus max.dx - m. tensor fasciae latae dx

- m. gluteus med.dx - m. gastrocnemius dx
- m. gluteus med.dx – m. biceps femoris dx
- m. tibialis anterior dx - m. tensor fasciae latae dx
- m. gastrocnemius dx - m. biceps femoris dx
- m. gastrocnemius dx – vastus medialis dx
- m. gastrocnemius dx - m. tensor fasciae latae dx
- m. biceps femoris dx - vastus medialis dx
- m. biceps femoris dx - m. tensor fasciae latae dx

### Kolo v sedle

Svaly	m. gluteus max. dx	m. gluteus med. dx	m. tibialis ant. dx	m. gastrocnemius dx	m. biceps femoris dx	m. vastus med. dx	m. tensor fasc. latae dx
m. gluteus max. dx	1	0,816	-0,238	-0,107	-0,199	0,353	-0,121
m. gluteus med. dx		1	-0,144	-0,305	-0,334	0,466	-0,092
m. tibialis ant. dx			1	-0,732	-0,709	0,139	-0,463
m. gastrocnemius dx				1	0,847	-0,312	0,262
m. biceps femoris dx					1	-0,338	0,338
m. vastus med. dx						1	-0,189
m. tensor fasc. latae dx							1

Tab.7.: Korelační matice EMG mezi sledovanými svaly - kolo

### Z tab. 7. je patrná:

- Vysoká míra korelace mezi svaly:
  - m. gluteus max.dx – m. gluteus med.dx
  - m. tibialis anterior dx – m. gastrocnemius dx
  - m. tibialis anterior dx – m. biceps femoris dx

- m. gastrocnemius dx – m. biceps femoris dx
- Střední míra korelace mezi svaly:
- m. gluteus max.dx - m. vastus medialis dx
  - m. gluteus med.dx - m. gastrocnemius dx
  - m. gluteus med.dx - m. biceps femoris dx
  - m. gluteus med.dx – m. vastus medialis dx
  - m. tibialis anterior dx - m. tensor fasciae latae dx
  - m. gastrocnemius dx – m. vastus medialis dx
  - m. biceps femoris dx - m. tensor fasciae latae dx
  - m. biceps femoris dx - m. tensor fasciae latae dx

### Kolo ze sedla

Svaly	m. gluteus max. dx	m. gluteus med. dx	m. tibialis ant. dx	m. gastrocnemius dx	m. biceps femoris dx	m. vastus med. dx	m. tensor fasc. latae dx
m. gluteus max. dx	1	0,746	-0,221	0,685	0,143	0,115	0,225
m. gluteus med. dx		1	-0,023	0,611	0,195	0,193	0,332
m. tibialis ant. dx			1	-0,195	-0,262	0,110	0,436
m. gastrocnemius dx				1	0,007	0,031	0,286
m. biceps femoris dx					1	0,240	-0,251
m. vastus med. dx						1	0,015
m. tensor fasc. latae dx							1

Tab. 8.: Korelační matice EMG mezi sledovanými svaly – kolo ze sedla

### Z tab. 8. je patrná:

- Vysoká míra korelace mezi svaly:
- m. gluteus max.dx – m. gluteus med.dx

- Střední míra korelace mezi svaly:
  - m. gluteus max.dx - m. gastrocnemius dx
  - m. gluteus med.dx - m. gastrocnemius dx
  - m. gluteus med.dx – m. tensor fasciae latae dx
  - m. tibialis anterior dx - m. tensor fasciae latae dx

## 8. DISKUZE

Protože se studie zabývá problematikou zapojování svalstva při běhu na lyžích, byl jako základní pohybový cyklus zvolen dvoudobý běh na lyžích střídavý klasickou technikou. Ostatní analyzované lokomoční pohyby byly komparovány právě s touto lokomocí.

### 8.1 Intraindividuální porovnání EMG záznamu

#### Graf 5: volná bipedální chůze & běh na lyžích klasickou technikou

Při pohledu na Graf 5, kde je porovnáván záznam elektrické aktivity svalů dolní končetiny při chůzi a běhu na lyžích, je zřejmé, že oba analyzované mm. glutei a m. tibialis anterior se při běhu na lyžích aktivují v úplně jiném režimu než při volné bipedální chůzi. Naopak o zbylých čtyřech sledovaných svalech lze říci, že pracují relativně podobně.

M. gluteus max. při chůzi pracuje nižší intenzitou, ale se třemi kulminacemi zapojení. EMG záznam m. gluteus max. při běhu na lyžích je pouze dvouvrcholový.

Největší rozdíl v zatížení při chůzi a při běhu na lyžích vykazuje m. gluteus med. V obou případech se jedná o dvouvrcholovou EMG křivku. Peak elektrické aktivity m. gluteus max. při běhu na lyžích jsou ve srovnání s volnou chůzí mnohem mohutnější a vyšší, z toho lze usuzovat, že při běhu na lyžích je velikost zatížení nepoměrně větší. První peaky naznačují shodný timing ukončování aktivní práce svalu a druhé shodu v nástupu zapojování do činnosti.

Na udržování dynamické rovnováhy při běhu na lyžích se vlastní aktivitou podílí i m. tibialis ant., který při skluzu udržuje těžiště těla v předozadní rovině. Při chůzi těžiště těla touto polohou pouze prochází. Proto jsou na grafu viditelné hned tři vrcholy, oproti volné bipedální chůzi, kde se zapojuje jen v době odrazu a křivka je jen jednovrcholová. M. tibialis ant. se též aktivně účastní vyrovnávání nerovností běžecké lyžařské stopy.

M. gastrocnemius dle grafického záznamu pracuje ve velmi podobném režimu při obou lokomocích. Při chůzi je nutný pro odvíjení planty od podložky před odrazem. Ve srovnání s ostatními svaly se při chůzi zapojuje významněji než při běhu na lyžích.

Záznam elektrického signálu m. biceps fem. v průběhu běhu na lyžích naznačuje výraznou fázi relaxace a fázi zatížení s dvěma kulminacemi v těsném sledu za sebou. Při chůzi křivka vykazuje jen jeden vrchol. M. biceps fem. je hlavním extensorem kloubu kyčelního a zapojuje se tedy po odrazu při zanožení. Dva vrcholy mohutného peaku při běhu na lyžích jsou zřejmě dány probandovým lehkým pokrčením kolene po dokončení odrazu a opětovným propnutím při přípravě na skluz.

Peak m. vastus med. naznačuje pomalé zapojování svalu do činnosti, ale po dosažení maximálních hodnot, je činnost rychle skončena, aby nastala fáze relaxace. Naopak při chůzi vzrůstá aktivita tohoto svalu poměrně náhle a ukončování činnosti je pozvolnější. Grafová křivka naznačuje vyšší zatížení m. vastus med. při chůzi než při běhu na lyžích.

M. tensor fasciae lat., jakožto pomocný sval pro flexi a abdukci kyčle a flexi kolene vykazuje v obou činnostech významnou fázi relaxace a zatížení. Při běhu na lyžích se jedná o dvouvrcholový peak, obdobně jako v případě m. biceps fem., jen s časovým zpožděním.

#### Graf 6: běh s holemi & běh na lyžích klasickou technikou

Při porovnání grafického záznamu elektrických potenciálů běhu s holemi a běhu na lyžích, je zřejmá minimální doba relaxace svalů při běhu s holemi na rozdíl od běhu na lyžích. Tento fakt je zapříčiněn rychlým sledem krátkých kroků bez fáze skluzu, kterou se běh na lyžích vyznačuje. Nejvýrazněji je při běhu s holemi relaxován m. vastus med. Jeho vysoké a relativně dlouhodobé zatížení po došlapu odrazové nohy na podložku je střídáno poměrně dlouhou fází uvolnění po odrazu a v letové fázi.

Relativně podobný režim činnosti v obou lokomočních pohybech naznačuje křivka m. tensoru fasciae lat. Podružný peak běhu s holemi se překrývá s nevýrazným zvýšením aktivity při běhu na lyžích a nástup hlavních peaků je opět shodný. V případě běhu na lyžích se jedná o jeden peak s dvěma vrcholy, mezi nimiž je velmi krátká doba relaxace, zatímco při běhu je sval zatížen po celou dobu bez polevení v činnosti. Odeznění elektrické aktivity taktéž nastává ve stejnou dobu.

Křivka EMG záznamu svalu m. gluteus max. se při běhu s holemi téměř nepřibližuje k ose x, z čehož lze usuzovat tonizační funkci svalu v průběhu letové fáze. Tímto tonizačním zapojením nejen m. gluteus max., ale i m. gluteus med. se podle Kračmara (Kračmar, 2007) vyznačují všechny druhy atletických běhů.

M. tibialis ant. i m. gastrocnemius mají při běhu s holemi velmi nepatrné vrcholy zatížení. Z toho lze usuzovat na jejich tonizační podporu pohybu.

O třívrcholovém EMG záznamu běhu s holemi je možné hovořit v případě m. gluteus med. a m. biceps femoris. Na rozdíl od běhu na lyžích zde nedochází k uvolnění žádného z obou svalů v průběhu jednoho krokového cyklu. Svaly jsou tak zatěžovány mnohem více při běhu než při běhu na lyžích, neboť stále pracují ve vysoké intenzitě. V případě m. gluteus med. by se dalo říci, že druhý peak běhu s holemi se překrývá s prvním peakem běhu na lyžích a že druhé zvýšené zatížení při běhu na lyžích odeznívá současně s poslední, třetí, aktivací při běhu s holemi.

Zvýšená aktivita m. vastus med. je způsobena jeho stabilizační funkcí kolene při dopadu. Při běhu na lyžích je doskok eliminován skluzovou fází cyklu, a proto je tato lokomoce pro kolenní kloub šetrnější.

#### Graf 7: imitace & běh na lyžích klasickou technikou

Pohled na Graf 7, jenž porovnává EMG křivky běhu na lyžích a imitaci, napovídá, že se jedná o dvě poměrně rozdílné lokomoce. Největší podobnost lze zřejmě hledat v záznamu m. gluteus max., kde se první, podružné peaky časově překrývají. Druhé, hlavní společně odeznívají, ale imitační se zdvihá dříve a je mohutnější než lyžařský. To svědčí o větším zatížení m. gluteus max. při dokončování odrazu při imitaci než při běhu na lyžích. Příčinou by mohla být rozdílná styčná plocha probanda se zemí při odrazu. Pro odraz na lyžích neexistuje punctum fixum. Odraz je realizován přes mazací komoru opatřenou stoupacím voskem zastavené lyže. Při imitaci je odraz proveden z pevného bodu styku podrážky obuvi a podložky. Z tohoto důvodu odraz na lyžích nemůže být tak účinný jako odraz bez nich, a proto lze předpokládat méně intenzivní zatížení hlavního extensoru kyčelního kloubu.

Třívrcholová křivka bez fáze relaxace m. gluteus med. při imitaci se ani náznakem nepodobá záznamu běhu na lyžích se dvěma výraznými vrcholy, mezi nimiž dochází k uvolnění svalu.

Pracovní režim m. tibialis ant. a m. gastrocnemius je při imitaci velmi obdobný jako v případě běhu s holemi, tedy spíše tonizační. M. tibialis ant. oproti m. gastrocnemius pracuje v obou případech (při běhu s holemi i při imitaci) s vyšším elektrickým potenciálem, tedy s větším zatížením (viz Graf 6).

Nejpodobnější režim běhu na lyžích z analyzovaných svalů má při imitaci m. vastus med., jehož timing ukončování činnosti se shoduje s ukončováním aktivity při běhu na lyžích. Imitační peak je ale mohutnější a zdvihá se mnohem dříve než ten lyžařský. Podobně jako u běhu s holemi jsou při imitaci na m. vastus med. kladeny poměrně velké nároky po dopadu po letové fázi a při zdvihání těžiště vzhůru při přípravě na odraz. Poté následuje relativně dlouhá doba regenerace.

Dvouvrcholově se na rozdíl od běhu na lyžích zapojuje při imitaci m. tensor fasciae lat., který se v době největší aktivity podílí na flexi kyčelního kloubu, tedy na dokončení odrazu pro co nejdelší letovou fázi. Podružný peak naznačuje aktivitu při dopadu na pokrčenou končetinu.



Za stabilizátory dolní končetiny v pravolevém směru po dopadu jsou považovány především m. vastus med., m. tensor fasciae lat. a též m. gluteus med. Jejich zvýšenou aktivitu lze sledovat i na grafickém záznamu imitačního cvičení právě po došlapu.

#### Graf 8: NPC & běh na lyžích klasickou technikou

V Graf 8 je porovnáván EMG záznam běhu na lyžích a NPC, které je v tréninku využíváno jako speciální posilovací cvičení a pro nácvik techniky.

EMG záznam práce m. gluteus max. při běhu na lyžích i při NPC je dvouvrcholový, s významnou relaxační fází, ale s časovým posunem. První peak při NPC naznačuje rychlé a impulzivní zapojení největšího svalu na lidském těle (vyjma m. quadriceps femoris) při odrazu.

Režim práce m. gluteus med. je taktéž velmi podobný, dvouvrcholový, s výrazným poklesem zatížení. Při běhu na lyžích jsou oba vrcholy podobně vysoké a i časově dlouhé. Oproti tomu při NPC je první zapojení m. gluteus med. opět rychlé a impulzivní. Podružný peak naznačuje nižší intenzitu zatížení, avšak po delší časový úsek.

Při NPC po odskoku následuje fáze zpevnění – statické rovnováhy, která by měla nahradit fázi skluzu běhu na lyžích, která je charakteristická rovnováhou dynamickou. Z grafického záznamu EMG křivky při NPC lze narozdíl od běhu na lyžích evidentně rozlišit období relaxace a fázi zatížení m. tibialis ant. Oproti m. glutei se m. tibialis ant. při odrazu při NPC nezapojuje takovou rychlostí a takovou intenzitou, ale doba zatížení je delší. Poté nastává fáze uvolnění, jenž je narušena nepatrnou aktivitou způsobenou „hledáním“ rovnovážného stavu na relativně proměnlivé podložce po dopadu. Na dynamické rovnováze při skluzu na lyžích se výrazně podílí právě m. tibialis ant., což lze dobře pozorovat na EMG záznamu, na kterém takřka chybí snížení elektrické aktivity.

Křivka pracovního režimu m. gastrocnemius je v případě NPC jen dvouvrcholová ve srovnání s třívrcholovým záznamem lyžování, které je zřejmě dáno větší dynamikou běhu na lyžích a jiným způsobem odrazu. V případě NPC existuje punctum fixum mezi obuví a podložkou (stejně jako u imitace), zatímco při běhu na lyžích nikoli.

M. biceps fem. se při NPC nezapojuje jen při odrazu jako flexor kyčelního kloubu jako při běhu na lyžích, ale též se podílí na stabilizaci těla v rovnovážné poloze. Doba neaktivity je tak velmi krátká a křivka EMG záznamu třívrcholová. Také je výraznější fáze přípravy na odraz. Oproti tomu v průběhu lyžařského krokového cyklu se m. biceps fem. zapojí jen při odrazu a při udržení následného tzv. lyžařského luku a poté relaxuje až do doby příštího odrazu.

Dvouvrcholový NPC záznam elektrického potenciálu m. vastus med. naznačuje dvojitý napínání kolenního kloubu v průběhu jednoho krokového cyklu, neboť skupina svalů m. quadriceps femoris je hlavním extensorem kolene. Podle křivky se při běhu na lyžích koleno propíná pozvolna a aktivita m. vastus med. vrcholí současně s maximální aktivitou m. biceps fem., po odrazu.

M. tensor fasciae lat. se při NPC zapojí rychle a impulzivně současně s druhým zapojením m. vastus med. Při běhu na lyžích se tento sval zapojuje až při přenášení odrazové končetiny v před, když se stává končetinou skluzovou.

#### Graf 9 & Graf 10: jízda na kole v sedle & ze sedla & běh na lyžích klasickou technikou

Jízda na kole je pro lyžaře běžce nedílnou součástí letní tréninkové přípravy. Při pohledu na Graf 9, který porovnává aktivitu analyzovaných svalů při jízdě na kole v sedle a při běhu na lyžích klasickou technikou, lze konstatovat, že dané svaly pracují ve velmi odlišných režimech. Avšak pokud proband přešel do jízdy ze sedla (Graf 10), začaly se mnohem více zapojovat glutální svaly, jak předpokládá Bolek, Ilavský a Soumar (Bolek, Ilavský, Soumar, 2005), neboť při flektované kyčli (při jízdě v sedle) se m. gluteus maximus zapojuje do činnosti jen obtížně, ale při změně polohy těla – extensi kloubu kyčelního, podsazení pánve nebo odrazu z pevné podložky, nastávají vhodnější podmínky pro jeho zapojení (Kračmar, Vystrčilová, 2007). Dalo by se dokonce říci, že tento hlavní extensor kyčle pracuje při jízdě na kole ze sedla ve velmi podobném režimu jako při běhu na lyžích klasickou technikou, ovšem ve vyšší intenzitě.

Při jízdě na kole ze sedla se také zapojování m. gluteus medius přiblížilo svalové aktivitě při běhu na lyžích klasickou technikou, neboť došlo k porušení punctum fixum umístěného na sedle. V sedle se oba mm. glutei zapojují jen jednovrcholově, zatímco při jízdě ze sedla jsou na křivkách zaznamenány peaky dva, a v podobném timingu jako při běhu na lyžích.

Z grafických záznamů je dále patrné, že ostatní sledované svaly se při jízdě na kole v sedle i ze sedla zapojují do činnosti zcela odlišně ve srovnání s během na lyžích klasickou technikou. Při porovnání Grafu 9 a Grafu 10 lze konstatovat zvýšenou aktivitu svalů, s výjimkou m. biceps femoris, při jízdě ze sedla.

EMG záznam jízdy na kole v sedle ukazuje opačný režim práce m. biceps fem. a tensor fasciae lat.

Tzv. chůzový marker – m. tibialis ant. se při jízdě na kole v sedle zapojuje v průběhu krokového cyklu dvakrát, zatímco při jízdě ze sedla jen jednovrcholově, ale s větší intenzitou. Důvodem je technika šlapání, kdy při jízdě ze sedle špička nohy svírá se zemí menší úhel než při jízdě v sedle. V obou případech je ale špička níže než pata nohy.

## 8.2 Velikost plochy pod EMG křivkou

Velikost plochy pod EMG křivkou (Graf 11) je ovlivněna způsobem výpočtu průměrné hodnoty. Průměrná hodnota velikosti plochy pod EMG křivkou byla počítána na pohybový cyklus a nikoli za časovou jednotku. Tento způsob výpočtu byl zvolen z důvodu problematiky dávkování cvičení, především napodobivého, kde je velký rozdíl zatížení svalstva dolních končetin ve fázi odrazu a fázi relaxace, zpevnění a přípravy na odraz. Ostatní cvičení se vyznačují relativně rychlým sledem krokových cyklů s kratší fází relaxace.

### Délka pohybových cyklů sledovaných lokomocí:

- Chůze: 1,17 sec
- Běh s holemi: 0,65 sec
- Imitace: 1,17 sec
- Napodobivé cvičení: 3,00 sec
- Běh na lyžích – střídavý dvoudobý klasickou tech.: 1,30 sec
- Kolo: 0,66 sec
- Kolo ze sedla: 0,74 sec

V Grafu 11 jsou komparovány střední hodnoty plochy pod EMG křivkou jednotlivých měřených lokomocí vztahované na jeden pohybový cyklus.

Na Grafu 11 zaujme vysoká aktivita m. vastus medialis, a to ve všech sledovaných činnostech. Při běhu na lyžích a NPC jsou sloupce téměř stejně vysoké. Lze tedy říci, že jejich aktivita v průběhu jednoho krokového cyklu je na stejné úrovni. Nejmenší aktivitu m. vastus med. vykazuje při volné chůzi, ale i zde je zatížen nejvíce ze všech sedmi analyzovaných svalů.

Z pohledu zatížení svalů v průběhu jednoho krokového cyklu jsou nejvíce namáhány sledované svaly při NPC. Pouze v jednom případě ze sedmi není sloupec vyjadřující střední velikost plochy pod EMG křivkou při NPC nejvyšší, a to m. gastrocnemius. Jeho zatížení při

NPC je převyšeno jak aktivitou při běhu s holemi, imitaci, tak i při vlastním běhu na lyžích. M. gastrocnemius je nejintenzivněji zapojován při běhu na lyžích.

Právě na rozdíl velikosti plochy pod EMG křivkou při NPC a při ostatních cvičeních je patrný vliv různé délky jednoho krokového cyklu, neboť NPC má krok časově výrazně delší.

Nejmenší zatížení svalstva dolních končetin lze pozorovat při volné bipedální chůzi a při jízdě na kole v sedle. Z tohoto důvodu lze tyto aktivity, s ohledem na terén, doporučit spíše jako regenerační prostředky tréninku.

Graf 11 potvrzuje domněnku Kračmara a Vystrčilové (Kračmar, Vystrčilová, 2007), že optimálnější polohou pro zapojování mm. glutei při jízdě na kole, je jízda ze sedla. U sledovaného probanda se u m. gluteus maximus aktivita zvýšila téměř třikrát a v případě m. gluteus medius více než dvakrát. Více než dvojnásobný nárůst zatížení zaznamenal i m. gastrocnemius, m. tibialis anterior a m. tensor fasciae latae, naopak aktivita m. biceps femoris se při jízdě ze sedla snížila. Avšak v porovnání se zatížením svalů při běhu na lyžích je zatížení svalů při cyklistice velmi nízké. Zřejmě nejvíce se úroveň zatížení podobá v případě m. gluteus maximus.

Velmi podobné zatížení svalů naznačuje běh s holemi a imitace. Jejich vzájemný rozdíl je největší u m. vastus medialis, který je u běhu s holemi aktivován více. U ostatních svalů je zatížení vyšší při imitaci anebo stejné. V případě m. biceps femoris je plocha pod EMG křivkami běhu s holemi a imitace nepatrně vyšší než u vlastního běhu na lyžích. Imitační skoky ve srovnání s během na lyžích kladou nepatrně větší nárok i na m. tibialis anterior.

Běh s holemi i imitace se již zatížením svalů v průběhu jednoho krokového cyklu běhu na lyžích blíží. Větší plocha pod EMG křivkou běhu na lyžích může být, jako v případě NPC, způsobena delším časovým trváním krokového cyklu.

### **8.3 Korelační matice EMG křivek**

#### Tab.2: Chůze

Při volné bipedální chůzi spolu vysoce synergizuje svalová dvojice m. gluteus medius dx – m. tensor fasciae latae dx a hodnoty korelace dalších deseti párů svalů spadají do intervalu střední míry korelace, tedy synergie. Úplně nesynergizujícím svalem je m. gluteus maximus dx.

#### Tab.3: Běh s holemi

Při běhu s holemi spolu vysoce synergizují jen m. gluteus maximus dx – m. gastrocnemius dx. Tuto spolupráci naznačuje i Tab.4 při imitaci, ale nižší hodnotou korelace.

Stejně jako při imitaci (Tab.4) i při běhu s holemi (Tab.3) spolupracují m. vastus medialis dx – m. tensor fasciae latae dx. Zde se hodnota korelace velmi blíží hraniční hodnotě pro vysokou míru synergie.

Minimální letová fáze při běhu s holemi do kopce by mohla být důvodem pro nepatrně vyšší počet synergizujících dvojic svalů ve srovnání s imitačním cvičením. Variabilita povrchu byla při měření stejná a lze je také popsat jako řadu na sebe navazujících skoků (Kračmar, 2007). To dává předpoklad, aby korelační matice běhu s holemi a imitace byly velmi podobné.

#### Tab.4: Imitace

Z korelační matice EMG záznamu v průběhu imitačního cvičení v Tab.4 se jako střední synergisté jeví pouze pět dvojic svalů. To je zřejmě dáno tím, že se jedná o poměrně rychlý sled skoků v proměnlivém prostředí. Proto se každý sval zapojuje jakoby samostatně.

Nejvyšší hodnotu korelace vykazuje svalová dvojice m. vastus medialis dx – m. tensor fasciae latae dx. Dále pak m. tibialis anterior dx – m. biceps femoris dx jejich souhra je zřejmě dána snahou probanda po dokončení odrazu nekrčit dolní končetinu v koleně, jako se děje u běhu, ale během letové fáze ji ponechat napnutou.

#### Tab.5: NPC

Tab.5 naznačuje vysokou – nejvyšší ze zkoumaných pohybů – spolupráci svalstva dolních končetin při napodobivém cvičení. Pohybový cyklus NPC je časově poměrně dlouhý, především fáze „skluzu“, kdy se má lyžař zpevnit a získat pocit jistoty na stojné (skluzové) končetině, aby následně mohl veškerou svou energii soustředit do odrazu.

Pět svalových dvojic vykazuje vysokou míru synergie: m. gluteus maximus dx – m. gluteus medius dx, m. gluteus maximus dx – m. vastus medialis dx, m. gluteus medius dx – m. vastus medialis dx, m. gastrocnemius dx – m. vastus medialis dx, m. vastus medialis dx – m. tensor fasciae latae dx. V případě první dvojice lze hovořit o agonii.

Korelační hodnoty dvanácti dvojic svalů spadají do intervalu střední míry korelace, jedná se tedy o synergisty. Při NPC nelze jako synergisty hodnotit pouze čtyři dvojice.

#### Tab.6: Běh na lyžích

Souhrn dílčích pohybů při běhu na lyžích globálně zatěžuje svalstvo celého těla (Ilavský, 2005), což potvrzuje Tab.6, z níž je patrná synergie většiny analyzovaných svalů (12 svalových dvojic). Jediná dvojice svalů m. tibialis anterior dx – m. tensor fasciae latae dx vykazuje střední korelaci negativního smyslu. Lze tedy předpokládat, že tyto dva svaly pracují proti sobě. Všechny ostatní svalové dvojice dosahují kladné hodnoty korelace.

#### Tab.7: Kolo v sedle

Z pohledu agonie a antagonie je velmi zajímavá korelační matice EMG záznamu analyzovaných svalů v průběhu jízdy na kole. Zápornou korelační hodnotu vykazují dvě svalové dvojice ze čtyř silně synergizujících: m. tibialis anterior dx – m. gastrocnemius dx a m. tibialis anterior dx – m. biceps femoris dx. V prvním případě lze hovořit o antagonistech, zatímco ve druhém jako o svalecth pracujících v opačném smyslu. Kladnou vysokou míru korelace jsou popsány vztahy m. gluteus maximus dx – m. gluteus medius dx a m. gastrocnemius dx – m. biceps femoris dx. V obou případech je možné hovořit o agonistech, neboť m. biceps femoris i m. gastrocnemius se podílejí na flexi kolenního kloubu a m. gluteus maximus et medius jsou extensory a zevními rotátory kloubu kyčelního (Čihák, 2001).

Při jízdě na kole dále se střední mírou korelace synergizuje osm párů sledovaných svalů z nichž pět dosahuje záporných hodnot, pracují tedy vůči sobě v opačném režimu.

#### Tab.8: Kolo ze sedla

Pro jízdu na kole ze sedla je nutná vyšší dynamická rovnováha pro udržení správné polohy těla při pohybu a zřejmě dochází ke zlepšení podmínek pro propojení většího množství svalových řetězců (Kračmar, Vystrčilová, 2007). Opět jako v případech běhu s holemi (Tab.3) a imitace (Tab.4), dynamických lokomocí s variabilním okolím prostředím, i při jízdě ze sedla synergizuje poměrně málo svalových dvojic – pět. Z nich se v jednom případě: m. gluteus maximus dx – m. gluteus medius dx jedná o agonisty.

## 9. ZÁVĚR

Diplomová práce byla vypracovávána s cílem porovnat za pojení svalů dolní končetiny při běhu na lyžích klasickou technikou, volné bipedální chůzi a vybraných posilovacích cvičeních.

Podařilo se shromáždit teoretické podklady o běhu na lyžích klasickou technikou i ostatních analyzovaných činnostech.

Hlavními zdroji informací byly:

- metodické dopisy pro běžce na lyžích,
- konzultace s trenéry běhu na lyžích a instruktory lyžování,
- vlastní dlouholeté zkušenosti s během na lyžích na reprezentační úrovni,
- informace z internetu.

Ke studii byl za probanda vybrán zdravý jedinec, který měl zájem o spolupráci. Jeho dlouholeté zkušenosti s vrcholovým během na lyžích byly předpokladem pro pevně zafixované pohybové vzorce nejen při běhu na lyžích, ale též při zvolených posilovacích cvičeních. Požadavkem bylo, aby dané cviky proband do svého tréninku pravidelně zařazoval. Zpracování a prezentace výsledků probíhalo anonymně.

Výběr svalů byl proveden na základě jejich zapojení při bipedální lokomoci a dle jejich dostupnosti pro povrchovou EMG. Omezení výběru bylo dáno pouze počtem přenosových kanálů EMG přístroje.

Byla provedena různá EMG měření jednoho probanda, a to při:

- volné bipedální chůzi po rovné podložce bez obuvi,
- volné bipedální chůzi po rovné podložce ve sportovní obuvi,
- chůzi do schodů ve sportovní obuvi,
- běhu s holemi do kopce v upravené stopě pro bruslení se středním sklonem stoupání,
- imitaci do kopce v upravené stopě pro bruslení se středním sklonem stoupání,
- běhu na lyžích klasickou technikou oboustranným odvratem (tzv. stromečkem) v upravené stopě pro bruslení do kopce se středním sklonem stoupání,

- běhu na lyžích klasickou technikou – střídavý běh dvoudobý v upravené stopě do mírného stoupání,
- napodobivém cvičení v upravené stopě pro bruslení do mírného stoupání,
- při tzv. výstupech na lavičku ve sportovní obuvi,
- při jízdě na horském kole v sedle upevněném v cyklistickém trenažéru,
- při jízdě na horském kole ze sedla upevněném v cyklistickém trenažéru.

EMG přístroj byl před měřením nakalibrován. Proband se adekvátně rozcvičil a měl optimálně namazané lyže.

Zpracování a porovnání dat bylo provedeno metodami:

- stanovení lokálních maxim sledovaných svalů v rámci krokového cyklu,
- určení střední hodnoty plochy pod EMG křivkou v rámci krokových cyklů,
- vzájemné porovnání křivek elektrické aktivity analyzovaných svalů v průběhu jednoho krokového cyklu se sjednocením časových os
- vzájemné porovnání korelační matice EMG křivek mezi jednotlivými svaly.

Uvedené metody byly užity jako nástroje ke kineziologickému rozboru sledovaných pohybů

Data byla u vybraného probanda intraindividuálně porovnána.

Při porovnávání grafických záznamů EMG křivek jednotlivých cvičení byly zjištěny podobnosti i odlišnosti zatížení analyzovaných svalů v průběhu krokového cyklu při posilovacích cvičení a běhu na lyžích. Žádná ze sledovaných lokomocí ale nevykazuje přesnou shodu s během na lyžích.

Timingem mm. glutei se běhu na lyžích nejvíce podobá NPC a dále jízda na kole ze sedla, kde díky změně polohy těla vznikají vhodnější podmínky pro zapojování m. gluteus maximus i medius.

Svalová aktivita m. tibialis anterior je při běhu na lyžích oproti ostatním sledovaným cvičením velmi specifická, neboť pouze běh na lyžích je charakteristický fází skluzu, při které se m. tibialis ant. podílí na vyrovnávání nerovností lyžařské stopy a udržování dynamické rovnováhy v pozici tzv. lyžařského luku. Při imitaci a běhu s holemi, tedy lokomocích s fází letu a krátkým krokovým cyklem má m. tibialis ant. funkci spíše tonizační.



M. gastrocnemius se taktéž při běhu s holemi i imitaci zapojuje spíše tonizačně, tedy zpevňuje dolní končetinu při dopadu. M. gastrocnemius se podobně jako při běhu na lyžích zapojuje při volné bipedální chůzi, kde se podílí na odvíjení planty od podložky.

Chůze se dle grafického vyjádření elektrické aktivity m. biceps femoris vzhledem k běhu na lyžích jeví jako nejvíce podobná lokomoce. U ostatních cvičení se podobnost hledá velmi těžce.

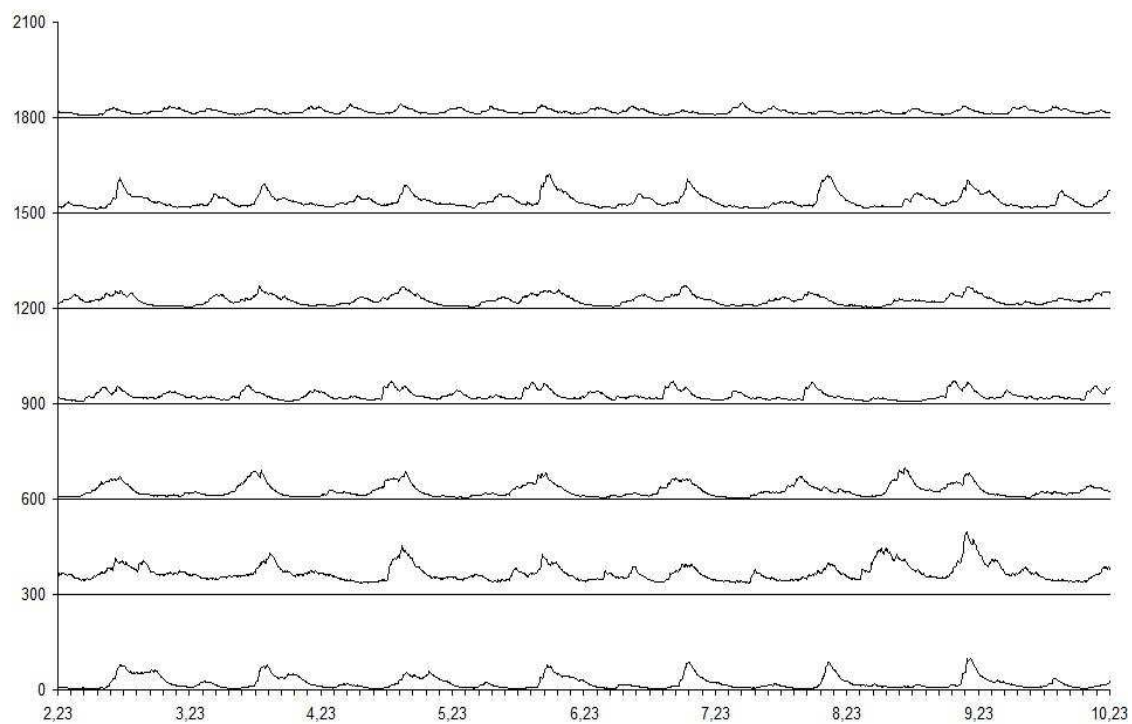
Nejpodobnější režim zapojování m. vastus med. vzhledem k běhu na lyžích byl shledán v EMG záznamu imitačního cvičení. Avšak jeho stabilizační činnost po dopadu při imitaci je větší než při běhu na lyžích. Zde totiž chybí letová fáze, která je nahrazena fází skluzovou, nedochází tak k dopadu na dolní končetinu z výšky.

Režim zapojování m. tensor fasciae latae při běhu na lyžích, chůzi, běhu s holemi i jízdě na kole ze sedla lze považovat za velmi obdobný. Naopak při jízdě na kole v sedle se tento sval zapojuje v režimu opačném.

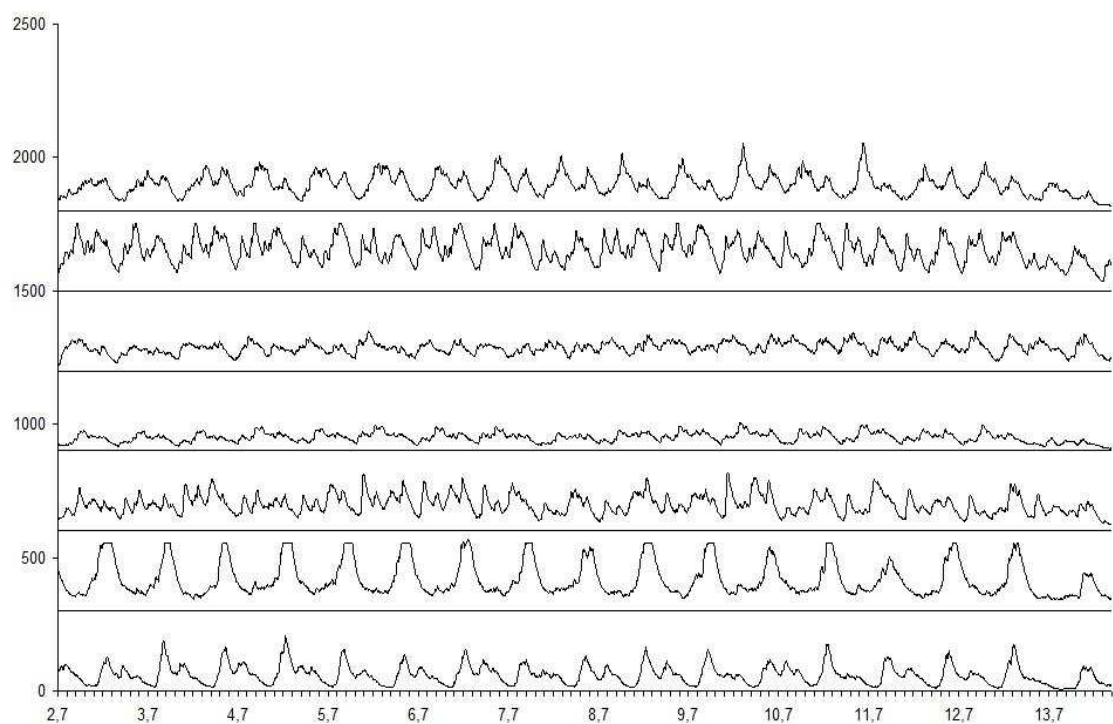
NPC i jízdu na kole ze sedla lze doporučit jako speciální posilovací cvičení pro běh na lyžích především se zaměřením na mm. glutei. Při NPC je odraz prováděn rychlou a intenzivní kontrakcí svalů a fáze skluzu je nahrazena fází zpevnění.

Všechna analyzovaná cvičení lze považovat za vhodná posilovací a průpravná cvičení pro letní přípravu běžců na lyžích, neboť absenci punctum fixum při odrazu při běhu na lyžích lze v období bez sněhové pokrývky jen těžko nahradit.

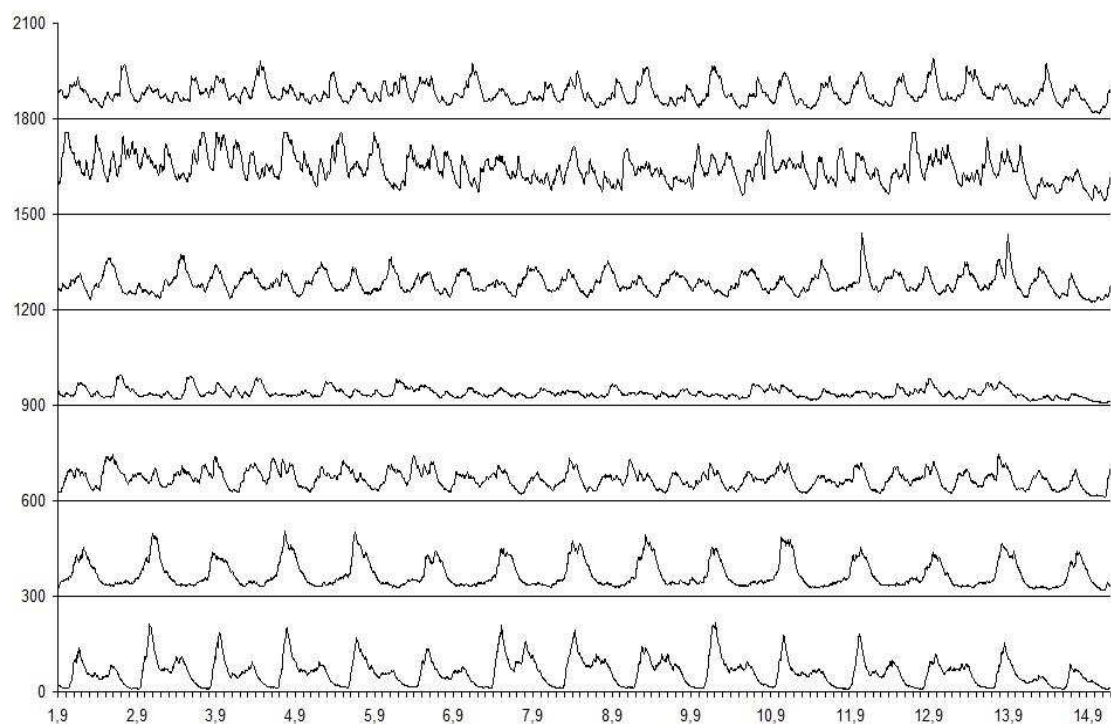
## 10. PŘÍLOHY



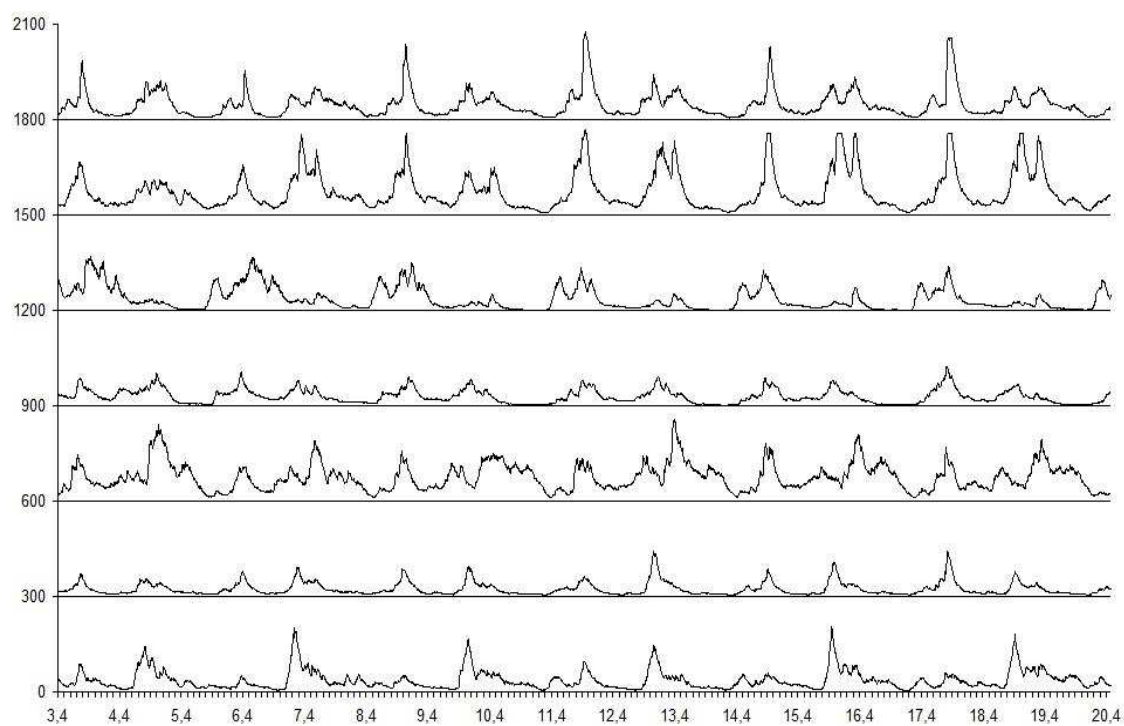
*Graf 12: EMG záznam elektrické aktivity sledovaných svalů při chůzi*



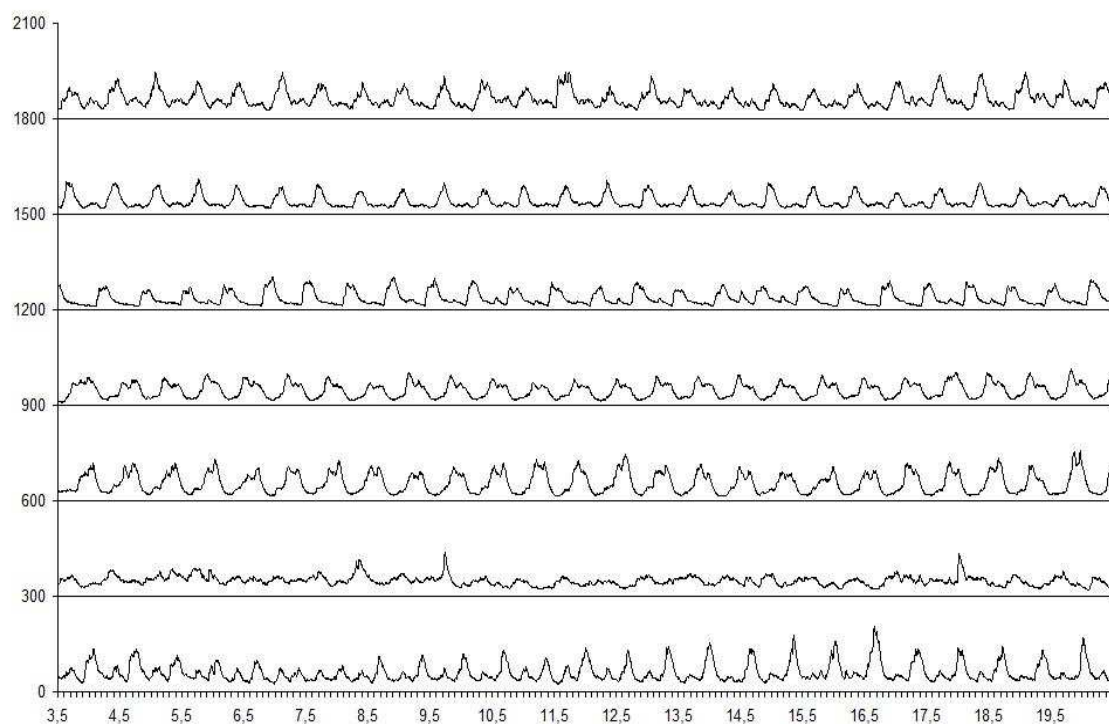
*Graf 13: EMG záznam elektrické aktivity sledovaných svalů při běhu s holemi*



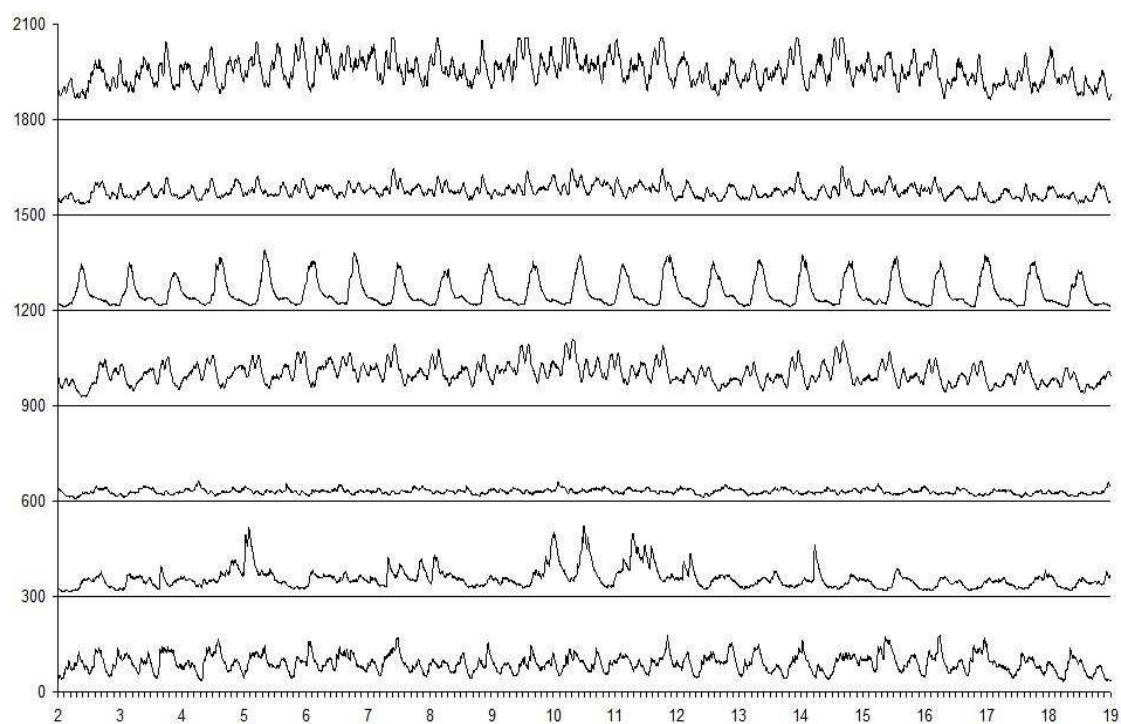
*Graf 14: EMG záznam elektrické aktivity sledovaných svalů při imitaci*



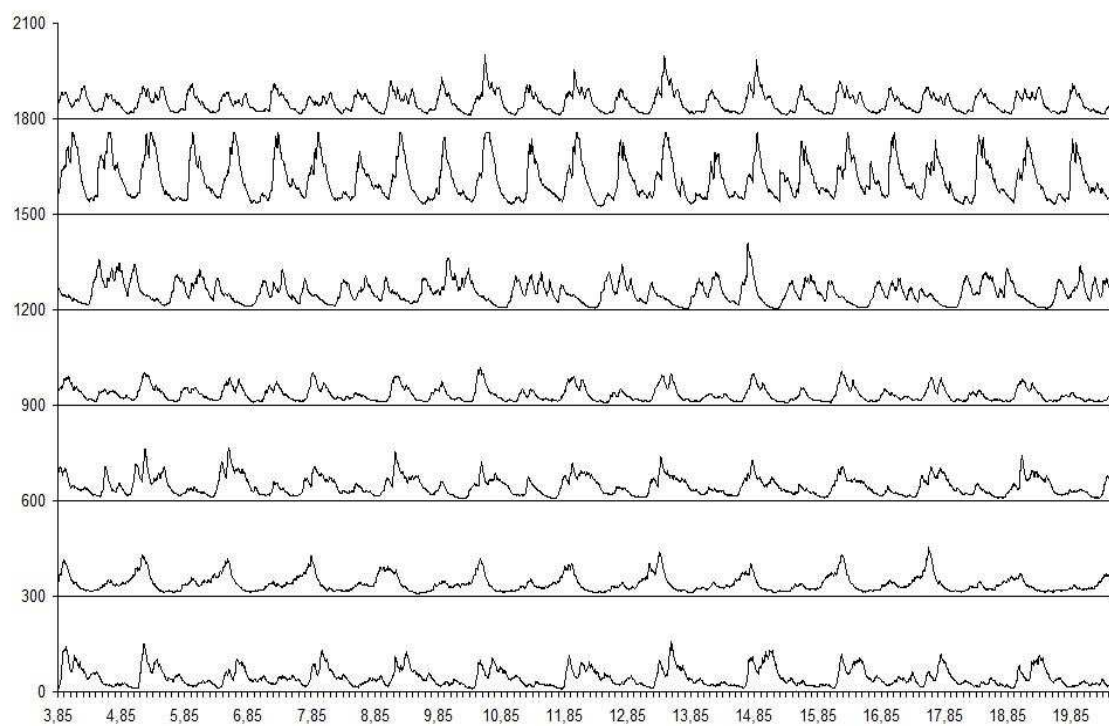
*Graf 15: EMG záznam elektrické aktivity sledovaných svalů při NPC*



*Graf 16: EMG záznam elektrické aktivity sledovaných svalů při jízdě na kole v sedle*



*Graf 17: EMG záznam elektrické aktivity sledovaných svalů při jízdě na kole ze sedle*



*Graf 18: EMG záznam elektrické aktivity sledovaných svalů při běhu na lyžích*

## 11. POUŽITÁ LITERATURA A POTŘEBNÉ BIBLIOGRAFICKÉ CITACE

### 11.1 Knihy

1. ANTOCH, J., VORLÍČKOVÁ, D.: *Vybrané metody statistické analýzy dat*. Academia, Praha, 1992, 280s., ISBN 80-200-0204-9.
2. BAJČIČÁK, M.: *Analýza korčuliarskeho spôsobu behu na lyžiach*. Závěrečná práce. FTVŠ, Univerzita Komenského, Bratislava, 2000, 40s.
3. BENC, P.: *Biomechanické zákonitosti, rozklad sil při odrazu a odpichu u obou způsobů*. Seminární práce, 2002.
4. BOLEK, E., ILAVSKÝ, J., SOUMAR, L.: *Běh na lyžích, trénujeme s Kateřinou Neumannovou*. Grada Publishing, Praha, 2008, 176s., ISBN 978-80-247-1371-7.
5. ČIHÁK, R.: *Anatomie I*. Grada Publishing, Praha, 2001, s., ISBN 80-7169-970-5.
6. DOVALIL, J. a kol.: *Výkon a trénink ve sportu*. Olympia, Praha, 2005, 336s., ISBN 80-7033-760-5.
7. DUFEK, J.: *Elektromyografie*. IDVPZ, Brno, 1995. ISBN 80-7013-208-6.
8. DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R., MRÁZKOVÁ, O.: *Funkční anatomie člověka*. Grada Publishing, Praha, 2000, 664s., ISBN 80-7169-681-1.
9. GNAD, T. a kol.: *Kapitoly z lyžování*. Karolinum, Praha 2005, 240s., ISBN 80-245-0241-5.
10. GNAD, T., PSOTOVÁ, D.: *Běh na lyžích*, Karolinum, Praha, 2005, 151s. ISBN 80-246-0995-9.
11. GROSSER, M., EHLENZ, H., GRIEBL, R., ZIMMERMANN, E.: *Trénujeme svaly*. Kopp, České Budějovice, 1996, 127s., ISBN 80-7232-065-3.
12. GRIM, M., DRUGA, R., ET. KOL.: *Základy anatomie*, 1. obecná anatomie a pohybový systém. Praha, Karolinum 2001, 159s., ISBN 80-7262-112-2.
13. HORNÍK, Š.: *Zapojení vybraných svalů při Nordic Walking a při cvičení na Crossovém trenažéru*. Diplomová práce, FTVS UK, Praha, 2009, 76s.
14. CHOVANEC, F., POTMĚŠIL, J., JAVORSKÝ, M.: *Běh na lyžích*. Olympia, Praha, 1979, 165s.
15. CHRTEK, M.: *Evaluaace tenisového podání pomocí povrchové elektromyografie*. Diplomová práce, FTVS UK, Praha , 2007, 62s.
16. ILAVSKÝ, J., SUK A.: *Abeceda běhu na lyžích, metodický dopis*. Jablonec nad Nisou, 2005, 209s.

17. JANDA, V. *Funkční svalový test*. Grada Publishing, Praha, 1996, 328s., ISBN 80-7169-5.
18. KABELÍKOVÁ, K., VÁVROVÁ, M.: *Cvičení k obnovení a udržování svalové rovnováhy (průprava ke správnému držení těla)*. Grada Publishing, Praha, 1997, 260s. ISBN 80-7169-384-7.
19. KADAŇKA, Z., BEDNAŘÍK, J., VOHÁŇKA, S.: *Praktická elektromyografie*. Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně 1994, ISBN 80-7013-181-0.
20. KELLER, O.: *Elektromyografie*. Praha, Triton 1998, 112s., ISBN 80-85875-60-8.
21. KOLEKTIV AUTORŮ: *Pohybový systém a zátěž*. Grada Publishing, Praha, 1997, 260s. ISBN 80-7169-258-1.
22. KOMENDA, S.: *Biometrie*. Vydavatelství Univerzity Palackého, Olomouc 1997, 138s. ISBN 80-7067-762-7.
23. KOPECKÝ, L.: *Posilování pro začátečníky*. Otakar II., Praha, 2000, 136s., ISBN 80-86355-40-3.
24. KOVAŘÍK, V. a kol.: *Teorie a didaktika lyžování*. Masarykova univerzita, Brno, 1991, 215s. ISBN 80-210-0312-X.
25. KUHN, K., NÜSSER, S., PLATEN, P., VAFA, R.: *Vytrvalostní trénink*. KOPP, České Budějovice, 2005, 127s. ISBN 80-7232-252-4.
26. NOVÁK, A.: *Biomechanika tělesných cvičení*. SPN, Praha, 1965.
27. MARTENS, R.: *Úspěšný trenér*. Grada Publishing, Praha, 2006, 504s., ISBN 80-247-1011-0.
28. METODICKÁ KOMISE SLČR: *Biomechanická analýza odpichu soupaž nejlepších běžců na lyžích*. 25s.
29. SEDLISKÁ, V.: *Analýza aktivity vybraných svalů dolních končetin při zatáčení na carvingových lyžích a porovnání s jejich aktivitou při volné bipedální chůzi*. Diplomová práce, FTVS UK, Praha, 2007, 79s.
30. SOULEK, I., MARTÍNEK, K.: *Cyklistika*. Grada Publishing, Praha, 2000, 112s. a 4s. barevné přílohy, ISBN 80-7169-951-9.
31. SOUMAR, L., BOLEK, E.: *Běh na lyžích*. Grada Publishing, Praha, 2001, 130s., ISBN 80-247-0015-8.
32. TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J.: *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Grada Publishing, Praha, 1996, 180s. ISBN 80-7169-257-3.

33. TEREZČÁK, J.: *Dejiny lyžovania na Slovensku*. Slza, Poprad, 1997.
34. TLAŠKOVÁ, P.: *Zapojení svalů v oblasti ramenního pletence při Nordic Walking*. Diplomová práce, FTVS UK, Praha, 2008, 84s.
35. TVRZNÍK, A., SEGETŮVÁ, J.: *Síla pro všechny*. Grada Publishing, Praha, 1998, 96s., ISBN 80-7169-471-1.
36. VACKOVÁ, P.: *Fylogenetické souvislosti sportovní lokomoce*. Diplomová práce, FTVS UK, Praha, 2004, 97s.
37. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995, 85s., ISBN 80-7184-100-5.
38. VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 1997, 271s., ISBN 80-7169-256-5
39. VÉLE, F.: *Kineziologie, Přehled kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha, Triton 2006, 376 s., ISBN 80-7254-837-9.
40. VOJTA, V., PETERS, A.: *Vojtův princip*. Praha, Grada 1995, s. 25, 39, 95, ISBN 80-7169-044-X

## 11.2 Časopisy

41. ANDRICH, B.: *Zu Grundlagen für die Erhöhung der Antriebsleistung in den Ausdauersportarten*. Theorie und Praxi Leistungssport, 1985, č. 4, s. 50 – 60.
42. CHEK, P.: *The Inner Unit – A New Frontier in Abdominal Training*. New Studies in Athletics, 1999, č. 14, s. 27 – 34. SPORTIS P – 64/01.
43. HAMIL, B.: *Weight training and weight lifting for children?* Coach Focus, 1993/94, č. 24, s.10 – 11. SPORTIS P – 95/95.
44. GILLI, G.: *Ohne Rollski geht (fast) nichts*. Läufer, 1993, č. 12, s. 28 – 29, SPORTIS P – 164/94.
45. GILLI, G.: *Kraft tanken für den Winter*. Läufer, 1994, č. 8, s. 48 – 49, SPORTIS P – 63/96.
46. JAKL, P.: *Nevyhýbejte se posilování*. Nordic Mag, 2007, č. 4, s. 18 – 20.
47. KORVAS, P.: *Strečink v tréninku*. Na pomoc trenérům a cvičitelům, 1986, s. 7.
48. KRAČMAR, B.: *Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – I. Vývoj pohybu člověka v okolním prostředí*. TVSM, 2007, roč. 73, č. 3, s. 2 - 7.
49. KRAČMAR, B., DUŠKOVÁ, J., ZELENKA, K.: *Stereotyp chůze v cyklistice*. Sborník přednášek XVI. Konference Společnosti rehabilitační a fyzikální medicíny. Jáchymov: Společnost RFM 2005.



50. KRAČMAR, B., VYSTRČILOVÁ, M.: Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – II. Přirozený pohyb člověka. TVSM, 2007, roč. 73, č. 4, s. 2-8.
51. KRAČMAR, B., VYSTRČILOVÁ, M.: Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – VI. Jízda na kole. TVSM., 2007, roč. 73., č. 8., s. 2-7.
52. KRAČMAR B., VYSTRČILOVÁ, M.: Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – IV. Pohyb člověka ve vodě. TVSM., 2007, roč. 73, č. 6, s. 2-10.
53. KRAČMAR B., VYSTRČILOVÁ, M.: Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – VIII. Běh na lyžích. TVSM, 2007, roč. 74, č. 2, s. 2-6.
54. METODICKÁ KOMISE SLČR: Biomechanická analýza odpichu soupaž nejlepších běžců na lyžích, 2006, 25s.
55. NEUMANN, G.: *Sportmedizinische Positionen zu Leistungsreserven in den Ausdauersportarten*. Theorie und Praxi Leistungssport, 1988, č. 6, s. 138 – 146.
56. OSTROWSKI, G.: *Höhere Vortriebswiderstände im Ausdauertraining – ein Weg zur Leistungssteigerung in den Ausdauersportarten*. Training und Wettkampf, 1990, č. 5, s. 105 – 107.
57. RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M.: *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie*. Rehabilitace a fyzikální lékařství. 2001, č. 4, s. 173-177.
58. REISS, M.: *Steigerung der Kraftausdauerfähigkeiten durch wirkungsvolles Kraftausdauertraining*. Leistungssport, 1992, č. 5, s. 15 – 20. SPORTIS P – 100/95.
59. RILEY, D., ARAPOFF, J.: *The ABC's of Abs Training*. Coach and Athletic Director, 1999, č. 4, s. 10, 12-14. SPORTIS P - 61/01.
60. RUTHERFORD, O.: *Why Weight Training?* Coach Focus, 1993/94, č. 24, s. 3 – 5. SPORTIS P – 158/94.
61. SUCHY, J., KRAČMAR, B. Kinesiology analysis of cross country skiing and roller skiing, In The 8th Scandinavian Congress of Medicine and Science in Sports. Sborník konference. Vierumäki, Finsko 2006.
62. VERCHOŠANSKIĬ, J., V.: *Componenti e strutture dell'impegnano esplosivo di forza*. Scuola dello sport. 1996, č. 34, s. 15 – 21. SPORTIS P – 88/98.
63. VYSTRČILOVÁ, M., KRAČMAR, B.: Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – III. Chůze. TVSM., 2007, roč. 73, č. 5, s. 2-8.
64. WENGER, U.: *Klassische Technik wohin?* Läufer, 1993, č. 12, s. 24 – 26. SPORTIS P - 175/94.
65. WIGGER, J.: *Optimale Kraftübertragung*. Fit for Life (Läufer), 1998, č. 12, s. 34 – 37. SPORTIS P - 1/00.

### 11.3 Internetové zdroje

66. DE LUCA, CJ.: The use of Surface Electromyography in Biomechanics. [on-line].  
© 1993 [cit. 1. 1. 2009]. Dostupné na www:  
<http://www.delsys.com/>
67. KASMAN, G.: *Using Surface Electromyography*. [on-line].  
© 2002 [cit. 1. 1. 2009]. Dostupné na www:  
<http://www.rehabpub.com/ltrhab/12002/5.asp>
68. NOVOTNÝ, P. O.: *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie pro potřeby funkční a zátěžové diagnostiky* [on-line].  
© 2007 [cit. 25. 12. 2008]. Dostupné na www:  
<http://www.ftvs.cuni.cz/eknihy/sborniky/2003-11-20/rtf/P4-009%20-20Novotny4p-e.rtf>